



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE PROPIEDADES MECÁNICAS ENTRE
RESINA HÍBRIDA Y RESINA NANOHÍBRIDA.**

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

ROBERTO GIBRAN HERNÁNDEZ HERNÁNDEZ

TUTORA: C.D. TERESA BAEZA KINGSTON



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

A MIS PADRES:

Roberto, a ti papá por haberme brindado tu apoyo y cuidado en todo momento, el esfuerzo que realizaste en cada paso de mi trayectoria académica, siendo uno de mis primeros pacientes que puso su confianza en mí, nunca me cansaré de agradecerte todo lo que hiciste, eres y seguirás siendo mi ejemplo de vida. Te amo pashá.

Martha, mamita hermosa, me viste desvelarme en muchas ocasiones, preocuparme, llorar y nunca me abandonaste, nunca dejaré de agradecerte. Todo este esfuerzo también es de ti, para ti, te amo con todo mi corazón. Te amo mamita.

A MIS HERMANOS:

Cesar, gordito, en este último año tuve una comunicación muy especial contigo, regañarme, preocuparte cuando salía tarde de la escuela o el trabajo, viéndome llorar y abrazarme cuando lo necesité, gracias de corazón por haber puesto tu confianza en mis manos, siempre vas a contar conmigo hermano. Te quiero Gordito.

Dulce, la Duuuuuuul, gracias de corazón por abrirme las puertas de tu casa, gracias por estar en mi camino escolar desde el kínder hasta el día de hoy, como te lo dije, más que mi cuñada, eres mi hermana mayor, preocupándote y regañándome cuando lo consideraste, gracias por siempre estar ahí, este esfuerzo también va dedicado para ti. Te quiero mucho la Dul.

Germaín, desde pequeño fuiste mi inspiración, por la dedicación y pasión que siempre le pusiste a todo, tengo mucho que admirarte, a pesar de la distancia, sé que podré contar contigo. Te quiero Germax.

Ale, siendo poca la comunicación, me brindaste amistad y confianza, gracias por eso, siempre estará presente y totalmente serás correspondida.

Perla, gordita hermosa, ¿ya viste? Si hice mi tarea, ve hasta donde llegamos hermanita, desde que recuerdo estás siempre al pendiente de mí, y como no, si hasta me ayudabas a hacer mis tareas en la primaria. En toda mi trayectoria escolar tuve todo tu apoyo, este esfuerzo es gracias también a ti gordita, por no haberme abandonado hasta en el momento más pesado y hasta siendo mi paciente cuando no necesitabas ningún tratamiento, gracias por tanto. Te amo gordita.

Jorge, mi buen Yorch, gracias por ser parte de este trayecto, apoyarme en momentos cruciales, y estando al pendiente, siempre podrás contar conmigo.

Anahí, mi gemeli hermosa, todos estos años a tu lado han sido siempre una locura, cosas que solo tú y yo podremos entender, gracias por siempre estar ahí hermanita, si se pudo! Te amo Gemeli.

Emmanuel, Ema, siendo poco el tiempo como mi cuñado y ahora mi hermano, agradezco tu presencia y momentos de distracción cuando lo necesitaba, gracias por esa buena vibra que me ofreces hasta el momento de hoy.

Hernán, hermanito, no te puedo decir la palabra prohibida pero ya sabes cómo te digo, contigo he pasado la mayor parte de mi infancia y hasta el momento sigue siendo así, siempre contarás conmigo hermano, este esfuerzo también va dedicado para ti. Te quiero nan.

A MIS AMIGOS:

Erika, Qiqa, por estar desde el día 1 hasta el día de hoy, agradezco infinitamente tu amistad, por haber compartido la experiencia de ser compañeros de carrera y ahora siendo colegas. Gracias por siempre haber estado, momentos felices y tristes. Te quiero mucho Qiqa.

Jonathan, Jonas, amigo mío, gracias por haberme ofrecido tu ayuda en todo momento, fue un honor haber compartido conocimientos, aula y amistad durante toda la carrera, serás por siempre mi mejor amigo.

Nitzia, La distancia nunca llegó a perjudicar la comunicación que tenemos, gracias por seguir estando en mi vida, por ver toda mi trayectoria académica con una emoción que hasta el día de hoy sigues reflejando. Te quiero mucho flaquita.

Estefanía, Fany, por haber compartido conmigo la emoción de haberme quedado en la Facultad desde el primer día, y ahora compartir el término de mi carrera. Te quiero mucho Miss Atomic Bomb.

Sandy, por el honor de haber trabajado a tu lado, tu amistad será por siempre muy especial para mí. Te quiero Sandy.

Dani, gracias al servicio social que puso en mi camino a una persona tan especial en mi vida, gracias por siempre haberme apoyado cuando lo necesité. Te quiero mucho Dani bebé.

Irma, por una amistad que muy pocas personas ofrecen. Gracias por tener las conversaciones de madrugada que necesitaba para seguir adelante. Te quiero.

Aly, por tener palabras que ayudaron en muchas ocasiones durante el seminario y seguirán por el resto de mi vida. Te quiero.

Kati, por haberme motivado en momentos donde el cansancio era bastante, gracias por las tardes donde pude hablar contigo con emoción sobre el seminario, por haber confiado en mi trabajo, sé que tú también lograrás llegar muy lejos. Te quiero.

Luz, gracias a tu ayuda parte de este trabajo pudo tener los resultados que esperaba, estaré por completo agradecido que llegaste en el momento justo. Podrás contar conmigo sigue con esa dedicación que le pones a tu trabajo, llegarás muy lejos.

Yael, Yayo, muchas gracias por tus consejos, apoyo, recomendaciones y motivación por estar en este seminario. Estaré en deuda contigo, amigo

Tania, Tan bonita, gracias por cada momento que pude compartir contigo desde la periférica hasta el día de hoy, siempre serás correspondida cuando lo necesites.

A las personas con quienes compartí un momento durante la carrera haciendo muy divertido este camino, siempre los tendré presentes. Luis, Bruno, Monchis, Angulo, Kari, Xavs, Johana, Jona, Roy, Sofi, Yamilí, Pame, Gerardito, Mario, Joce. Alondra, Karla, Jonathan,

A MIS MAESTROS:

Dr. Jaime Alberto González Orea, gracias a usted pude tener amor por la odontología, gracias por compartir sus conocimientos y experiencias desde el primer día de clases de la carrera hasta el día de hoy siendo excelente doctor y amigo. Le estoy completamente agradecido.

Dra. Teresa Baeza Kingston, por haber sido mi tutora, brindarme su amistad, ayudarme paso a paso durante el desarrollo de mi tema, dedicando su tiempo y esfuerzo con el fin de obtener los resultados esperados, por compartir su conocimiento en el área de Materiales Dentales, gracias por hacer este seminario una experiencia agradable en todo momento es una excelente persona.

Dr. Isaac Maldonado, por siempre ofrecer energía positiva en mis actividades académicas y laborales. Agradezco por completo todo lo que llegó a hacer por mí en todo momento.

Dra. Silvia Chávez, que durante el tiempo que tuve el honor de trabajar con usted, pude aprender mucho, llevando esos conocimientos a mi práctica. De corazón, gracias.

AL LABORATORIO DE MATERIALES DENTALES

Que me brindó el equipo y material necesario para mis prácticas. Al Dr. Jorge, Dra. Paulina y al Ing. que compartieron sus conocimientos para poder interpretar mis resultados y uso de equipo. A los chicos de servicio social que me proporcionaron los equipos y materiales que solicité.

A LA UNAM Y A LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Es y seguirá siendo un orgullo pertenecer a la máxima casa de estudios, a la Facultad de Odontología, donde me formé académicamente en sus instalaciones.

ESTE LOGRO ES DE USTEDES

“POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU”

Roberto Gibran Hernández Hernández

ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	7
II.	ANTECEDENTES	8
III.	MARCO TEÓRICO	11
	3.1 Resinas Compuestas.....	11
	3.1.1 Composición.....	12
	3.1.1.1 Matriz de resina/Matriz inorgánica.....	12
	3.1.1.2 Relleno inorgánico/Refuerzo inorgánico.....	14
	3.1.1.3 Agente de unión.....	16
	3.1.1.4 Sistema iniciador.....	17
	3.1.2 Propiedades de la resina compuesta.....	18
	3.1.2.1 Resistencia al desgaste.....	18
	3.1.2.2 Rugosidad.....	18
	3.1.2.3 Coeficiente de expansión térmica.....	19
	3.1.2.4 Sorción acuosa.....	19
	3.1.2.5 Radiopacidad.....	19
	3.1.2.6 Resistencia a la fractura.....	20
	3.1.2.7 Contracción por polimerización.....	20
	3.1.3 Clasificación.....	21
	3.1.3.1 Macrorelleno o convencionales.....	21
	3.1.3.2 Microrelleno.....	22
	3.1.3.3 Híbridas.....	22
	3.1.3.4 Híbridos Modernos.....	23
	3.1.3.5 Nanorelleno.....	23
	3.1.4 Fotoactivación.....	23
	3.1.5 Indicaciones.....	24
	3.2 Resina Híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent.....	25
	3.3 Resina Nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent.....	28
IV.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
V.	JUSTIFICACIÓN	32

VI. HIPÓTESIS	33
6.1 Hipótesis alterna.....	33
6.2 Hipótesis nula.....	33
VII. OBJETIVOS	34
7.1 Objetivo General.....	34
7.2 Objetivos Específicos.....	34
VIII. DISEÑO EXPERIMENTAL	35
8.1 Tipo de estudio	35
8.2 Selección de la muestra.....	35
8.3 Criterios de inclusión.....	35
8.4 Criterios de exclusión.....	35
8.5 Variables dependientes y Variables independientes.....	36
8.6 Material y equipo.....	37
IX. METODOLOGÍA	41
9.1 Profundidad de curado.....	41
9.2 Resistencia a la flexión.....	43
9.3 Contracción por polimerización.....	46
9.4 Rugosidad.....	48
X. RESULTADOS	50
XI. DISCUSIÓN	56
XII. CONCLUSIONES	58
XIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60



I. INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas se introducen en el campo de la Odontología de una manera importante llegando a sustituir a los cementos de Silicato, quienes en su momento llegaron a ser los únicos materiales estéticos disponibles en los 40's. Desde entonces, las resinas han tenido un papel importante frente a las amalgamas a partir de la década de los 60's.

En 1962, Ray L. Bowen, *Padre de las Resinas Compuestas*, introduce un polímero reforzado con una fase orgánica, inorgánica y un agente de unión, nombrando al producto resina compuesta.

Las resinas han tenido un desarrollo considerable con el paso del tiempo, siendo las de macrorelleno el inicio de este material, seguidas por microrelleno, híbridas, resinas condensables, microhíbridas hasta llegar a lo que actualmente está presente en el mercado, las resinas con nanorelleno.

La odontología contemporánea se enfoca cada vez hacia la evolución de los materiales y técnicas clínicas, debido a la gran demanda de la odontología estética y a la exigencia de resultados a largo plazo, siendo para el clínico la exigencia de cada uno de ellos un proceso crítico y fundamental.



II. ANTECEDENTES

“La única guía para el futuro, es el estudio del pasado”, son palabras que el autor, Malvin E. Ring menciona en su libro *Historia ilustrada de la Odontología*.¹

El inicio de las resinas compuestas ocurre durante la primera mitad del siglo XX, donde los únicos materiales considerados para tratamiento restaurativo eran únicamente los cementos de silicato por su gran parecido al color del diente, sin embargo, mostrando una desventaja principal, el desgaste que se presentaba al poco tiempo de ser colocados en boca.² Imagen 1



Imagen 1. Cemento de silicato SPEIKO

A final de los años 40's, surgen las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) sustituyendo a los silicatos, con propiedades como color parecido al de los dientes, insolubles a los fluidos orales, con fácil manipulación y un bajo costo.

A pesar de ser un material de primera opción en restauraciones estéticas, este material presentó baja resistencia al desgaste y contracción por polimerización muy elevada y una gran cantidad de filtración marginal.



En la década de 1950, siendo un joven dentista de práctica privada, el Dr. Ray L. Bowen *Imagen 2* comienza a explorar posibles opciones que sustituyan a los materiales de relleno directo de baja calidad.

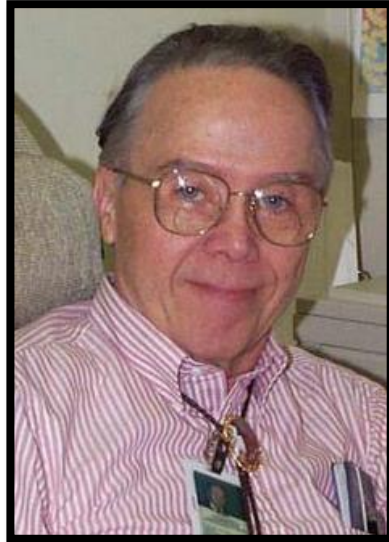


Imagen 2. Dr. Ray L. Bowen

Bowen, desarrolla en el año de 1962 una matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) con un agente de acoplamiento (Silano) entre la matriz de resina y las partículas de relleno en la Unidad de Investigación de la ADA en la Oficina Nacional de Estándares, dando lugar a las resinas compuestas, patentadas en el mismo año.³

*"Traté de hacer un material híbrido usando una resina epoxi comercial como aglutinante adhesivo para unir las partículas en polvo de vidrio de sílice o porcelana dental". "Se me ocurrió reemplazar el grupo epoxi en cada extremo de este mismo tipo de molécula con un grupo metacrilato". "Se sabía que los grupos metacrilato se polimerizan rápidamente en condiciones orales" dijo el Dr. Bowen a la ADA News en 1994.*³



Desde entonces las resinas compuestas han tenido numerosos avances con un futuro prometedor, donde se investigan y realizan prototipos que lleguen a superar las deficiencias que tienden a presentar, incluyendo la contracción por polimerización y el estrés asociado a esta.

En los 70's se crea un sistema iniciador por luz UV, así como la introducción de microrellenos y resinas compuestas polimerizadas por luz visible.

Para la década de los 90's se recrean las resinas con distinta consistencia, entre ellas surgen las resinas fluidas, indicadas para preparaciones clases V o cementación, así como las resinas condensables, imitando la técnica de colocación de la amalgama.

En el año 2000 la nanotecnología hace posible reducir aún más el tamaño de las partículas de relleno hasta dimensiones nanométricas, con el fin de reducir las desventajas que presentaban sus anteriores tamaños. Imagen 3

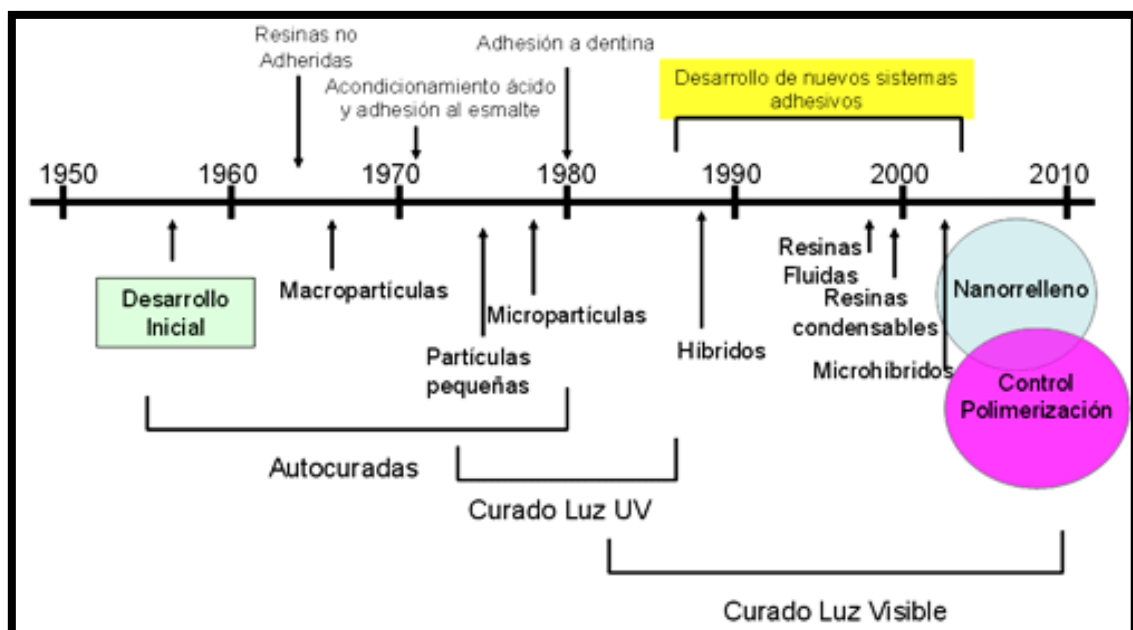


Imagen 3. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible. (Adaptado de Bayne S. 2005)²



III. MARCO TEÓRICO

3.1 RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos.

Para que la unión de las partículas de relleno sea exitosa a la matriz plástica de resina, el relleno debe recubrirse con Silano, siendo este el agente de conexión o acoplamiento.

Las resinas compuestas llegan a ser modificadas con la finalidad de tener color, translucidez y opacidad, imitando las características ópticas de un diente natural, haciendo que sea el material más usado en restauraciones directas.²

Imagen 4

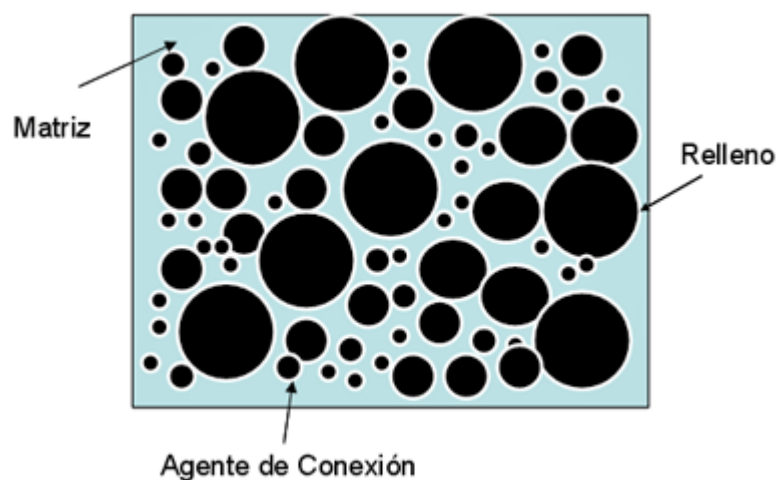


Imagen 4. Resina compuesta



3.1.1 COMPOSICIÓN

Ray L. Bowen en el año de 1963 formula en las resinas compuestas la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato y un agente de acoplamiento o Silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno, logrando patentar el brillante trabajo un año antes, denominándolo así *el padre de las resinas compuestas* con justa razón.^{2,4}

Las resinas compuestas cuentan con los siguientes componentes:

1. **Matriz de resina/matriz orgánica:** Material de resina plástica que forma una fase continua.

Constituida por:

- Monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos.
- Un sistema de monómeros mono, di o trifuncionales
- Un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres
- Estabilizadores para maximizar la capacidad de almacenamiento antes de polimerizar, y la estabilidad química una vez polimerizada.

Actualmente el monómero Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato) es el más utilizado en resinas compuestas, comparándolo con el PMMA (metilmetacrilato), el Bis-GMA logra tener un mayor peso molecular, ocasionando un nivel de contracción menor, con una menor volatibilidad y difusividad en los tejidos.^{2, 4} Imagen 5



Imagen 5. Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato



Para mejorar las limitantes que se presentaba con el uso del Bis-GMA, se agregaron monómeros de mejor viscosidad, como el TEGDMA (Trietilenoglicol dimetacrilato), usado en la mayoría de las resinas compuestas, sin embargo aún se presentaron problemas con la resistencia a la abrasión.^{2, 4} Imagen 6

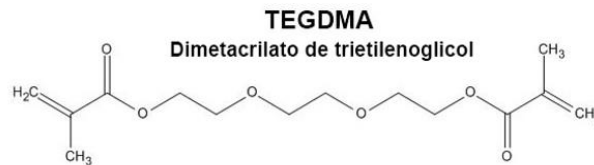


Imagen 6. Trietilenoglicol dimetacrilato

Otro inconveniente que presentaba el Bis-GMA fue la sorción de agua por los dos grupos hidroxilos que presenta, incorporándose así el Bis-EMA6 (Bisfenol-A-Polietileno Glicol Dieter Dimetacrilato), siendo un monómero con menor viscosidad, mayor peso molecular y menos uniones dobles por unidad de peso, produciendo una reducción a la contracción de polimerización siendo una matriz con mayor estabilidad e hidrofobicidad, disminuyendo la alteración por la humedad que se pueda presentar.^{2, 4} Imagen 7

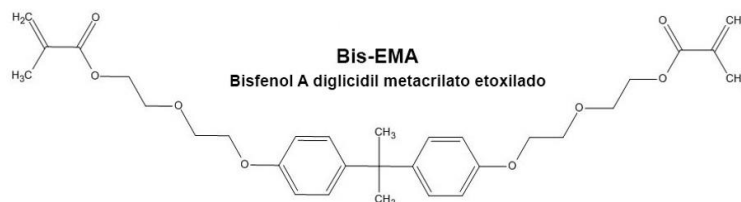


Imagen 7. Bisfenol-A-Polietileno Glicol Dieter Dimetacrilato



Un monómero adicional que logra ser acoplado al Bis-GMA es el UDMA (Dimetacrilato de uretano), presentando una mejora a sus propiedades como baja viscosidad y mayor flexibilidad, también se observan desventajas como la profundidad del curado que es menor, debido a que existe diferencia entre el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno.² Imagen 8

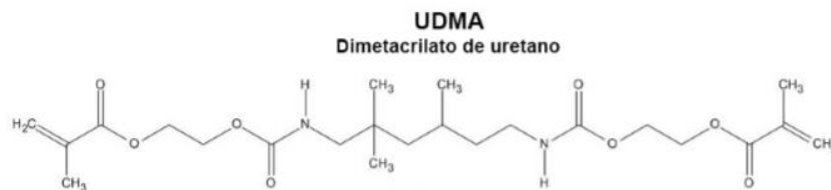


Imagen 8. Dimetacrilato de uretano

2. Relleno inorgánico/refuerzo inorgánico: Refuerzo que forman una fase dispersa.

La incorporación partículas inorgánicas a la matriz de relleno orgánico reducirá la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, aumentando la resistencia a la flexión, compresión y a la abrasión, proporcionando radiopacidad, ayudando a la manipulación para poder mejorar la estética.^{2, 4} Imagen 9,10 y 11

- Partículas de cuarzo, vidrio de bario o sílice.⁵

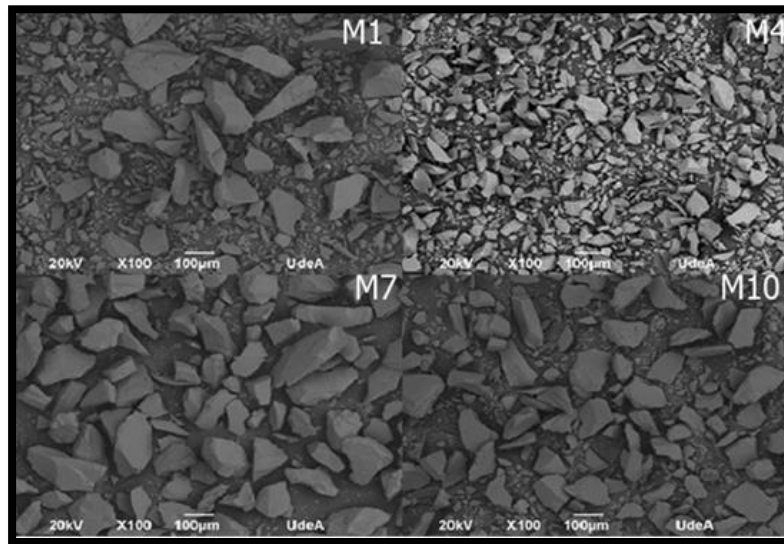


Imagen 9. Micrografía a 500 X de las muestras de cuarzo, observando la irregularidad de los cristales y su distribución.

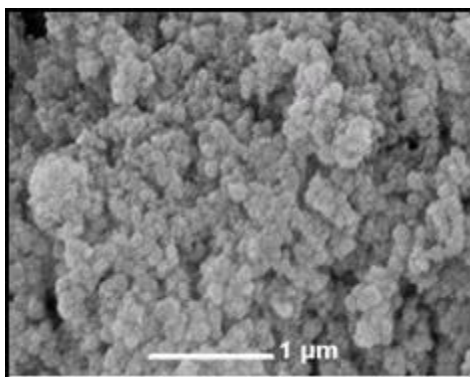


Imagen 10. Partícula de dióxido de silicio.

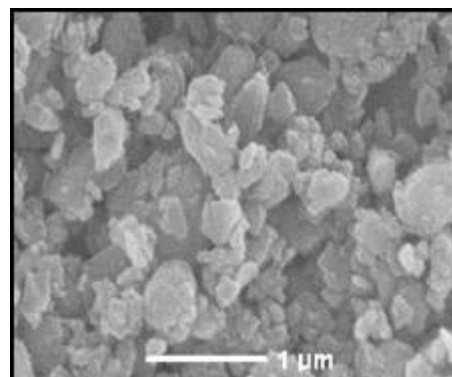


Imagen 11. Partícula de vidrio de silicato de aluminio bario.



3. Agente de unión/ puente de unión entre las fracciones orgánica-inorgánica: Favorece la unión de relleno con la matriz.

Bowen demostró que para obtener un material óptimo, se haría uso de un enlace entre el material de relleno inorgánico y el material de relleno orgánico. Esto se lograría recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento con características tanto de relleno como de matriz.

El agente responsable es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) y grupos metacrilatos (C=C) responsables de que pueda realizarse esta unión de material de relleno y matriz.

El Silano es el agente de acoplamiento más utilizado en las resinas compuestas mejorando las propiedades físicas y mecánicas, estableciendo una transferencia de tensiones a la fase que se deforma fácilmente (Matriz de resina) y para la fase más rígida (Partículas de relleno) previniendo la penetración de agua en la interfase Bis-GMA/Partículas de relleno, proporcionando estabilidad hidrolítica en el interior de la resina.² Imagen 12

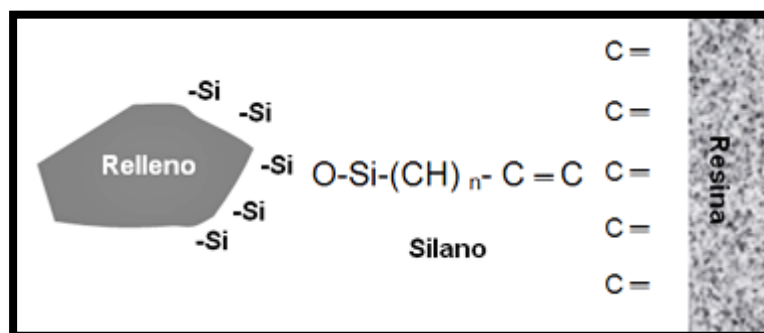


Imagen 12. Agente de conexión Silano.



4. **Sistema Iniciador-Activador de polimerización:** En cualquier forma de polimerización será necesaria la acción de los radicales libres para poder comenzar una reacción necesitando un estímulo externo.

Según Yearn, las resinas foto-curadas con luz visible, provee el estímulo al iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas). Para iniciar la activación, la longitud de onda adecuada llega a ser de 420 a 500 nanómetros en el espectro de luz visible.⁶

Pocas lámparas estimulan completamente estos fotoiniciadores, las halógenas cubren completamente el espectro de la canforoquinona y parcialmente el de PPD (fenilpropanodiona) y del lucerín. Las lámparas de plasma de onda bajan cubren parcialmente el espectro de lucerín, PPD y canforoquinona, y las lámparas d plasma de alta intensidad cubren parte del espectro de la canforoquinona y PPD, pero no cubre el espectro del lucerín. Es importante entonces conocer el iniciador que contenga la resina para seleccionar el tipo de lámpara, y obtener un mejor resultado.¹⁵



3.1.2 PROPIEDADES DE LA RESINA COMPUESTA

Las resinas compuestas tienen propiedades inertes, propuestas como criterios y/o patrón para la selección en el uso de dientes posteriores como en anteriores. Dentro de estos criterios destacan: Resistencia al desgaste, rugosidad, coeficiente de expansión térmica, sorción acuosa, radiopacidad, resistencia a la flexión, compresión y a la abrasión.²

3.1.2.1 Resistencia al desgaste

Capacidad que tienen las resinas compuestas para oponerse a la pérdida superficial (palillos de dientes, cerdas dentales, bolo alimenticio) sin presentarse efectos perjudiciales de inmediato, donde se presentará pérdida anatómica de las restauraciones eventualmente.^{2,8}

Leinfelder explica el fenómeno de la siguiente manera: Dado que el módulo elástico de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimiendo la matriz en los monómeros de presión causando el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión Silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste.^{2,9}

3.1.2.2 Rugosidad

Se define como la uniformidad de la superficie del material de restauración, en las resinas compuestas la lisura superficial se relaciona principalmente con el tipo, tamaño y la cantidad de las partículas de relleno, adicional a una buena técnica de acabado y pulido.²



3.1.2.3 Coeficiente de expansión térmica

Velocidad del cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidad de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración.

Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión mayor al de la estructura dental.²

3.1.2.4 Sorción acuosa

Propiedad que se relaciona con la cantidad de agua adsorbida por la superficie. La incorporación de agua en la resina causará solubilidad de la matriz afectando negativamente a las propiedades de la resina orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. Las resinas híbridas proporcionan baja sorción acuosa.^{2, 10}

3.1.2.5 Radiopacidad

Elementos como el bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, tienen propiedades de radiopacidad, llegando a ser incorporados en las resinas compuestas con la finalidad de interpretar radiográficamente con mayor facilidad la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.²



3.1.2.6 Resistencia a la fractura

Tensión necesaria para provocar una fractura dependiendo de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tendrán alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.^{2,11}

3.1.2.7 Contracción de polimerización

Se define como la contracción a la propiedad relacionada con la matriz de resina, que se presentará durante el proceso de polimerización. Esto quiere decir, la conversión de monómeros a polímeros, iniciada por distintos medios formando radicales libres, ocasionando que las moléculas separadas en la matriz se unan a sus vecinas para formar uniones químicas transformando una resina bastante sólida. El resultado es una reducción de volumen inicial, conocido como contracción por polimerización.¹²



3.1.3 CLASIFICACIÓN

Lutz y Phillips realizan el primer sistema de clasificación para las resinas en 1983, basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno:

3.1.3.1 Convencionales o Macrorelleno

Aparecen a partir de los 60's, donde el tamaño de la partícula de relleno es de 10 y 50 μm , su desuso llegó a justificarse por un desempeño clínico y acabado superficial bastante bajo, siendo susceptible a la pigmentación y un desgaste preferencial de matriz resinosa. Los rellenos que fueron más utilizados de esta resina en su momento fueron el cuarzo por su buena estética y durabilidad a pesar de carecer de radiopacidad y el vidrio de estroncio o bario que si presentaron radiopacidad, pero desafortunadamente con poca estabilidad a comparación del cuarzo.² Imagen 13

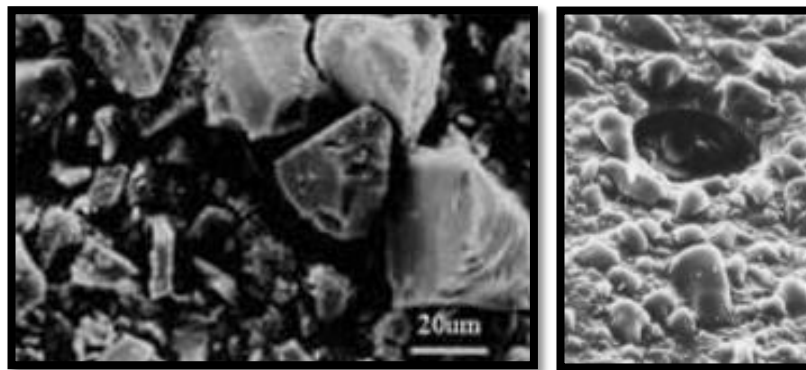


Imagen 13. Vista microscópica de Resina con macrorelleno²



3.1.3.2 Microrelleno

El tamaño de esta partícula es de 0.01 y 0.05 μm . Con un relleno de sílice coloidal, su uso se considera favorable para el sector anterior por la baja tensión masticatoria, teniendo en cuenta las desventajas en sector posterior a causa de sus bajas propiedades mecánicas y físicas, donde la sorción acuosa será con un porcentaje mayor, un alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.² Imagen 14



Imagen 14. Vista microscópica de Resina con microrelleno²

3.1.3.3 Híbridas

Grupos poliméricos reforzadas con fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño, presentará partículas de 0.6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0.40 μm .

La combinación de estas partículas hace que la contracción de polimerización sea menor, sorción acuosa menor, terminado de pulido con resultados favorables, así como un desgaste y abrasión similar al de una estructura dental.² Imagen 15

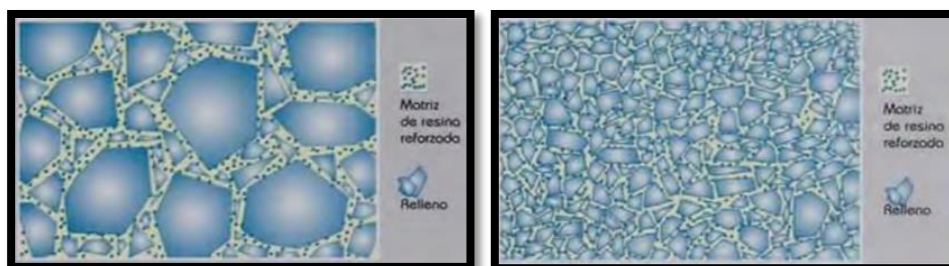


Imagen 15. Representación de Resina con relleno híbrido



3.1.3.4 Híbridos Modernos

El tamaño de su partícula es menor ($0.4 \mu\text{m}$ a $1.0 \mu\text{m}$), y un porcentaje elevado de relleno (vidrio, zirconio y sílice coloidal.). Óptima resistencia al desgaste, difíciles para pulir y un brillo superficial que se pierde con rapidez.²

3.1.3.5 Nanorelleno

Contienen partículas menores a 10 nm . ($0.01 \mu\text{m}$). Se presentan de formas individuales o agrupadas en “nanoclusters” o nanoagregados de 75 nm . El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecerá alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno manteniendo propiedades físicas y de resistencia al desgaste que poseen las resinas híbridas, con aplicación en sector anterior y posterior.^{2,10}

3.1.3 FOTOACTIVACIÓN

La fotopolimerización se lleva a cabo por medio de instrumentos que generan luz de alta intensidad. En el año 2000 los diodos emisores de luz (LED) sustituyen a las lámparas de halógeno.

La energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización no es otra que la energía fotónica procedente de fuentes de luz, esta energía es la encargada de activar al foto iniciador incorporado en el material, sustancia sensible a una determinada longitud de onda, en el caso de la canforoquinona, el fotoiniciador más común de los grupos de cetona de su molécula que llegan a activarse por luz en el rango de los azules con un pico de máxima absorción a 468 nm de longitud de onda.⁷



Nie y cols.¹³ mencionaron que el fotocurado de los polímeros debe tener unos condicionantes especiales:

- Luz aproximada de 400 nm para evitar efectos cancerígenos o fotoalérgicos o quemaduras.
- La fotopolimerización es un proceso complejo, pues se realiza en un sistema que contiene una mezcla de monómeros mono-, di- y trifuncionales, un fotoiniciador y un coiniador, aditivos y un agente de unión. La cantidad de fotoiniciador debe ser la suficiente para permitir la reacción, pero no debe excederse pues se producirían problemas de almacenamiento o toxicidad.

3.1.4 INDICACIONES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

El uso de material compuesto a base de resina puede ser de uso en cavidades para sector anterior y posterior (Clase I-V) con un adecuado sistema de adhesión.

Cada resina tiene indicaciones de fabricante, mencionando en su mayoría, ser colocada por capas de 1.5 a 2 mm para evitar la mayor contracción posible.

Encontraremos material a base de resina en adhesivos, selladores de fosetas y fisuras, obturador endodóntico, cementación para puentes y coronas, entre otros tratamientos de prótesis fijas.¹⁴



3.2 Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent

Composite Híbrido radiopaco fotopolimerizable para el tratamiento restaurador.

Imagen 16

La distribución del tamaño de las partículas es de 0.04 μm a 7 μm con un tamaño de partícula promedio de 0.6 μm . El tamaño de la partícula principal 850 nm.



Imagen 16. Kit de Resinas Te-Econom Plus Ivoclar Vivadent

El material Restaurador es presentado en jeringas con dosis de 4g, disponible en 6 tonos:

- A1, A2, A3, A3.5
- B2
- C3

COMPOSICIÓN

Se compone de dimetacrilato y TEGDMA (22% en peso). Los rellenos incluyen vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, dióxido de silicio y óxidos mixtos (76% en peso o 60% en volumen). Además contiene aditivos, iniciadores, estabilizadores y pigmentos (2% en peso).



INDICACIONES DE USO

- Restauraciones de cavidades de clase I a V (pequeñas cavidades de clase I y II para Te-Econom Flow).
- Restauración de dientes deciduos.

CONTRAINDICACIONES DE USO

- Si no se puede aislar el campo de trabajo o no se puede aplicar la técnica estipulada
- Si se sabe que el paciente es alérgico a cualquiera de los componentes.
- Te-Econom Bond no se debe utilizar en combinación con los materiales de composite autopolimerizables.
- Recubrimiento directo a de la pulpa con Te-Econom Bond/Flow/Plus.

EFFECTOS SECUNDARIOS

- En casos aislados, los componentes de Te-Econom Bond/Flow/Plus pueden producir sensibilización. En dichos casos no se deben utilizar.
- Para evitar una posible irritación de la pulpa, las áreas próximas se deberán proteger con un apropiado protector pulpar/dentinario.

INTERACCIONES

- Eco-Etch puede disolver los liners con base de ionómero de vidrio.
- Las sustancias que contienen eugenol/esencia de clavo inhiben la polimerización de los materiales basados en resinas.
- Se puede producir una decoloración en combinación con colutorios catiónicos, agentes reveladores de placa y clorhexidina.



INTENSIDAD LUMÍNICA Tabla 1

INTENSIDAD LUMÍNICA	MATERIAL	PROGRAMA TURBO	PROGRAMA HIGH POWER	PROGRAMA SOFT START	PROGRAMA LOW POWER
LEDition (600 mW/cm ²)	Te-Econom Plus®	-	20s	-	-
Bluephase C8 (800 mW/cm ²)	Te-Econom Plus®	-	15s	20s	-
Bluephase (1.200 mW/cm ²)	Te-Econom Plus®	-	10s	15s	-
Bluephase 20i (2.000 mW/cm ²)	Te-Econom Plus®	5s	10s	15s	-
≥ 500 mW/cm ²	Te-Econom Plus®	-	20s	-	-
≥1.000 mW/cm ²	Te-Econom Plus®	-	10s	-	-

Tabla 1. Intensidad lumínica indicada por el fabricante para Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent



3.2 Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent

Es un composite nanohíbrido, radiopaco, de fotocurado, para el tratamiento restaurador. Tetric N-Ceram®, Tetric N-Flow® y Tetric N-Bond® curan con luz en una gama de longitud de ondas de 400 a 500 nm. Imagen 17



Imagen 17. Kit de resinas Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent

Tetric N-Ceram® está disponible en los siguientes tonos:

- Tonos del esmalte: A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, C3, D3
- Tonos de la dentina: Dentina A2, Dentina A3.5, Dentina B2
- Tono incisal altamente translúcido: T
- Tonos de blanqueamiento: Bleach Light (L), Bleach Incisal (I), Bleach Medium (M)

COMPOSICIÓN

Tetric N-Ceram® está compuesto por dimetacrilatos (19 a 20 % en peso). Los rellenos contienen vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxido mezclado y copolímeros (80 a 81 % en peso).

Los aditivos, iniciadores, estabilizadores y pigmentos son componentes adicionales (< 1 % en peso). El contenido total de los rellenos inorgánicos es del 55 al 57 % de volumen. El tamaño de partículas de los rellenos inorgánicos es de entre 40 y 3000 nm.



INDICACIONES

- Restauraciones de clases I a V
- Restauración de dientes temporales
- Sellado de fisuras extendido
- Carillas directas
- Ferulización por movilidad dentaria
- Bloqueo de socavados
- Reparación de carillas de cerámica y de composite

CONTRAINDICACIONES

- Si no puede establecerse un campo de trabajo seco o no puede aplicarse la técnica especificada.
- Si el paciente sabe que es alérgico a cualquiera de los ingredientes.

EFFECTOS SECUNDARIOS

- En casos aislados, los componentes de Tetric N-Bond®/Tetric N-Flow®/Tetric N-Ceram® pueden ocasionar sensibilización. En esos casos, debe discontinuarse el uso de los productos.
- Para evitar posibles irritaciones de la pulpa, las áreas cercanas a esta deben estar protegidas con un protector de dentina/de pulpa adecuado (aplique de manera selectiva una preparación a base de óxido de calcio en áreas cercanas a la pulpa).



INTERACCIONES

- Los revestimientos a base de ionómero de vidrio pueden ser disueltos por N-Etch.
- Las sustancias que contienen eugenol/aceite de clavo pueden inhibir la polimerización de adhesivos y materiales de composite. Como consecuencia, debe evitarse la aplicación de dichos materiales junto con Tetric N-Bond®/Tetric N-Ceram®/Tetric N-Flow®.
- Los enjuagues bucales catiónicos y agentes reveladores de placa como también la clorhexidina pueden provocar decoloración.
- Los materiales que contienen peróxidos (por ejemplo, agentes blanqueadores o desinfectantes a base de peróxido) pueden inhibir la polimerización de adhesivos.
- Las sustancias fenólicas (por ejemplo, eugenol, derivados salicílicos) inhiben la polimerización de Tetric N-Ceram®/Tetric N-Flow®/Tetric N-Bond®.
- No deben utilizarse agentes astringentes a base de aluminio y hierro poco tiempo antes de la aplicación de Tetric N-Bond® o durante ésta.
- Los agentes de fluoración no deben utilizarse antes de aplicar Tetric N-Bond®.

INTENSIDAD LUMÍNICA Tabla 2

FOTOCURADO	MATERIAL	PROGRAMA HIGH POWER	PROGRAMA SOFT POWER	PROGRAMA LOW POWER
Bluephase N	Tetric N-Ceram®	10 s	15 s	-
Bluephase N M	Tetric N-Ceram®	15s	-	-
Bluephase N MC	Tetric N-Ceram®	15 s	-	-
≥ 500 mW/cm ²	Tetric N-Ceram®	20s	-	-
≥1.000 mW/cm ²	Tetric N-Ceram®	10s	-	-

Tabla 2. Intensidad lumínica indicada para Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent



IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La exigencia del paciente ha hecho como su prioridad en un tratamiento restaurativo la estética, marcando a la resina como primera opción debido a que es un material económicamente accesible, estético y funcional, para tener como resultado una sonrisa adecuada a sus necesidades.

El mercado en la odontología avanza día con día, poniendo a nuestra disposición materiales que permitirán ofrecer tratamientos restaurativos a base de resina para proporcionar a los pacientes restauraciones estéticas y duraderas, sin embargo, hoy en día la mayoría de las resinas cumplen con los requisitos de la norma 4049 de ISO, por lo que surge la duda con respecto a las resinas híbridas que como sabemos tienen características específicas para poder ser colocadas en preparaciones del sector anterior y posterior, por otra parte se encuentran las resinas con partículas de nanorelleno que tienen las mismas características, considerando que ofrece mayor translucidez, un pulido superior y mejorando la resistencia al desgaste, así como una menor cantidad de contracción por polimerización. Por lo que surge la siguiente pregunta:

¿Cuál de las dos resinas híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent o nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent tiene mejores propiedades mecánicas como profundidad de curado, propiedades a la flexión, rugosidad y contracción por polimerización?



V. JUSTIFICACIÓN

Las resinas compuestas se han convertido hoy en día en la primera opción para el paciente y el odontólogo como tratamiento restaurativo estético, con los avances tecnológicos, las resinas han evolucionado y se encuentra una gama amplia de ellas en el mercado, mejorando el tamaño de partícula de relleno; macrorelleno (10 y 50 μm), microrelleno (0.01 y 0.05 μm), híbridas (0.6 y 1 μm), híbridas modernas (0.4 μm a 1.0 μm), nanohíbridas (0.01 μm) y una gama amplia en colores; A1, A2, A3, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, C3, D3, (Ivoclar Vivadent), llegándose a combinar para poder brindar características ópticas de dentina, esmalte y borde incisal, consistencia; condensables y fluidas, para esto se realizará un estudio comparativo de propiedades mecánicas entre resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent y resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent para saber cual de las dos tiene mejores propiedades mecánicas como profundidad de curado, propiedades a la flexión, rugosidad y contracción por polimerización. Con el objetivo de poder ofrecer al paciente un tratamiento restaurativo con la estética deseada tanto para el paciente como para el odontólogo.



VI. HIPÓTESIS

6.1 Hipótesis alterna

La resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent presentará mejores propiedades mecánicas en comparación con la resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent.

6.2 Hipótesis nula

La resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent no presentará mejores propiedades mecánicas en comparación con la resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent.



VII. OBJETIVOS

7.1 Objetivo general

Comparar las propiedades mecánicas entre resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent y resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent.

7.2 Objetivos específicos.

- Realizar y evaluar la prueba de profundidad de curado de la resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent y la resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent.
- Realizar y evaluar la prueba de propiedades a la flexión de la resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent y la resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent.
- Realizar y evaluar la prueba de rugosidad de la resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent y la resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent.
- Realizar y evaluar la prueba de contracción por polimerización de la resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent y la resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent.



VIII. DISEÑO EXPERIMENTAL

8.1 Tipo de estudio

Estudio experimental

8.2 Selección de la muestra

Resina Híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent
Resina Nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent

Se elaboraron 2 grupos de estudio:

Resina Híbrida **Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent**
Resina Nanohíbrida **Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent**

Se realizaron 10 muestras por grupo para las pruebas de profundidad curado y 10 muestras por grupo para las pruebas de resistencia a la flexión.

Se realizaron 7 muestras por grupo para las pruebas de contracción por polimerización.

Se realizaron 5 muestras por grupo para las pruebas de rugosidad.

8.3 Criterios de inclusión

Se incluye resina de la misma casa comercial Ivoclar Vivadent, una resina con relleno híbrido Te-Econom Plus® para restauración convencional y una resina con relleno nanohíbrido Tetric N-Ceram® para restauración convencional.

8.4 Criterios de exclusión

Muestras que lleguen a presentar defectos como: fracturas y dimensiones que no entren en la especificación de la norma ISO4049. Así como marcas de resina diferentes y tono que no sea A2.



8.5 Variables dependientes y Variables independientes

Variable dependiente:

- Profundidad de curado
- Resistencia a la flexión
- Contracción por polimerización
- Rugosidad

Variable independiente:

- Resina Híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent
- Resina Nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent



8.6 Material y equipo

PROFUNDIDAD DE CURADO

MATERIAL

- Resina Híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent
- Resina Nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent
- Cinta mylar
- Aceite de silicón
- Acetona
- Moldes de acero inoxidable
- Vidrio

EQUIPO

- Lámpara de fotocurado Bluephase N® Ivoclar Vivadent
- Radiómetro Demetron Kerr® Demetron
- Espátulas de teflón para resinas Hu-Friedy®
- Vernier Mitutoyo T.M
- Cronómetro Sper Csicentific®



RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

MATERIAL

- Resina Híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent
- Resina Nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent
- Cinta mylar
- Aceite de silicón
- Agua destilada
- Acetona
- Vidrios
- Pinzas
- Tubos ependorf
- Moldes de acero inoxidable

EQUIPO

- Lámpara de fotocurado Bluephase N® Ivoclar Vivadent
- Radiómetro Demetron Kerr®
- Vernier Mitutoyo T.M
- Espátulas de teflón para resinas Hu-Friedy®
- Estufa de temperatura y humedad controlada PolyScience®
- Estufa de temperatura controlada 37°C Felisa®
- Máquina universal de pruebas INSTRON®
- Cronómetro Sper Scientific®



CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

MATERIAL

- Resina Híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent
- Resina Nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent
- Cinta mylar
- Moldes de acero inoxidable
- Aceite de silicón
- Acetona
- Portaobjetos
- Cubreobjetos
- Espátulas de teflón para resina Hu-Friedy®

EQUIPO

- Anillo de bronce de 1.24 mm
- Lámpara de fotocurado Bluephase N® Ivoclar Vivadent
- Radiómetro Demetron Kerr®
- Transductor
- Programa PICOLOG^{T.M}
- Balanza analítica Boyco
- Equipo para medición de encogimiento de polimerización, que consta de un transductor de desplazamiento L VDT (tipo GTX 2500-89, Wolver Hampton,UK)
- Programa computacional de adquisición de datos PICO-ADC-16 Pico Technology Ltd, Hardwick, Cambridge, UK con programa de cómputo Excel 97.
- Soporte para lámpara



RUGOSIDAD

MATERIAL

- Resina Híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent
- Resina Nanohíbrida Tetric N-Ceram® Ivoclar Vivadent
- Cinta mylar
- Aceite de silicón
- Acetona
- Moldes de acero inoxidable
- Vidrios
- Espátulas de teflón para resinas Hu-Friedy®

EQUIPO

- Lámpara de fotocurado Bluephase N® Ivoclar Vivadent
- Radiómetro Demetron Kerr y®
- Espátulas de teflón para resinas Hu-Friedy®
- Vernier Mitutoyo ^{T.M}
- Cronómetro Sper Scientific®
- Perfilómetro Mitutoyo ^{T.M}

IX. METODOLOGÍA

9.1 PROFUNDIDAD DE CURADO

Para la prueba de profundidad de curado se empleó una lámpara de fotocurado LED Bluephase N® Ivoclar Vivadent, con una potencia lumínica de 800 mW/cm² verificado con un radiómetro de potencia Demetron Kerr®

1. Sobre el vidrio se colocó una película de cinta mylar. Imagen 18 A
2. Posteriormente se colocó el molde de acero inoxidable estandarizado de 4 mm de diámetro y 6 mm de altura sobre cinta mylar, con ayuda de un pincel se aplicó una ligera capa de aceite de silicón dentro del molde como separador. Imagen 18 B
3. Se llenó el molde con la resina, cuidando que no se formaran burbujas de aire, sobrellenando ligeramente el molde. Imagen 18 C
4. Sobre la superficie del molde se colocó una segunda película de cinta mylar. Imagen 18 D

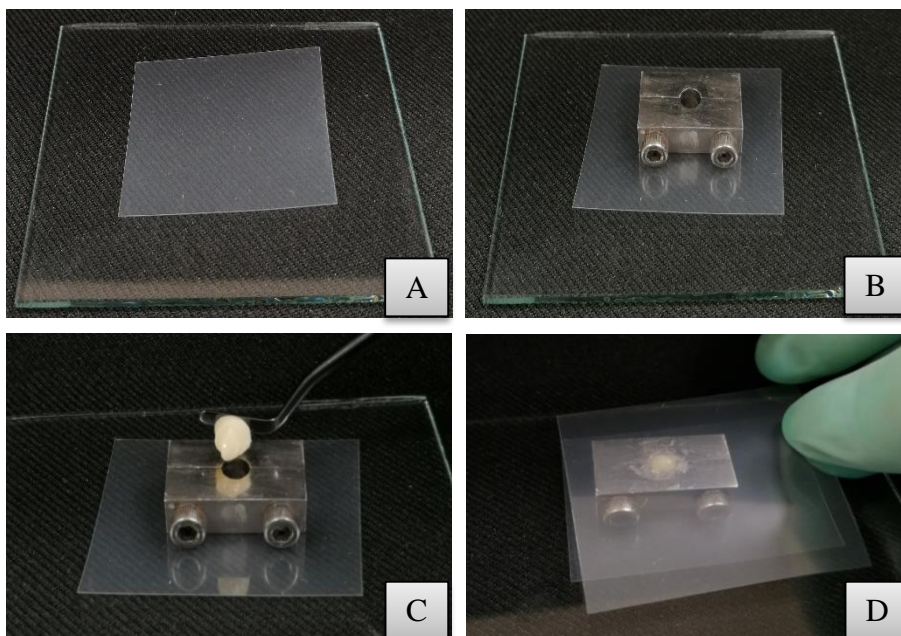


Imagen 18. Preparación de las muestras para profundidad de curado. A) Colocación de película mylar sobre la loseta. B) Colocación del molde de acero inoxidable sobre la película mylar. C) El molde metálico se rellena con la resina dejando ligero excedente de material. D) Se colocó película mylar sobre el molde metálico. Elaboración propia

5. Con ayuda de un segundo vidrio, se hizo presión sobre la película de cinta mylar y el molde para eliminar el exceso de material. Imagen 18 E
6. Se retiró el vidrio, se colocó la punta de la lámpara de fotocurado sobre la cinta mylar, se irradió el material con el tiempo establecido por el fabricante para asegurar una profundidad de curado de al menos 2 mm. Imagen 18 F
7. Se retiró la muestra del molde después de 180 ± 20 segundos después de haber completado la exposición, suavemente con la espátula de teflón se removió el material sin fotocurar. Imagen 18 G
8. Se midió la altura del cilindro de material curado con el vernier, con una precisión de ± 0.1 mm y se dividió la medición entre 2. Se registró la profundidad de curado. Imagen 18 H

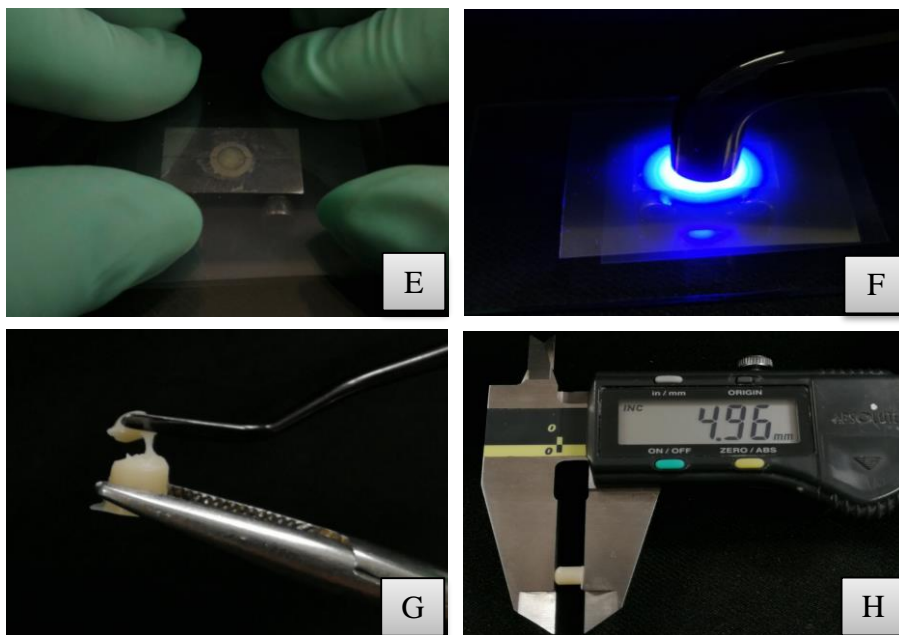


Imagen 18. Preparación de las muestras para profundidad de curado. E) Se presiona ligeramente sobre la muestra con la loseta de vidrio, ocasionando que el excedente fluya sobre la película mylar. F) Se retira la loseta de vidrio y se fotopolimeriza la resina sobre la película mylar. G) Se obtiene la muestra del molde y con espátula de teflón se retira el material que no logró fotopolimerizar. H) Se mide la profundidad de curado de la muestra con vernier digital. Elaboración propia



9.2 RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Para la prueba de resistencia a la flexión se empleó una lámpara de fotocurado LED Bluephase N® Ivoclar Vivadent, con una potencia lumínica de 800 mW/cm² verificado con un radiómetro de potencia Demetron Kerr®

1. Se empleó un molde de acero inoxidable estandarizado de 21 mm de largo, 2 mm de altura y 2 mm de base sobre cinta mylar, con ayuda de un pincel se aplicó una ligera capa de aceite de silicón dentro del molde como separador, se colocó el molde sobre un vidrio con una película de cinta mylar. Imagen 19 A
2. Sobre el molde y con la ayuda de un pincel se aplicó una ligera capa de aceite de silicón que tuvo la función de separador.
3. El molde se llenó con la resina, eliminando posible burbuja de aire, sobrellenando ligeramente de resina. Imagen 19 B
4. Se colocó una segunda película de cinta mylar en la superficie del molde y con un segundo vidrio se presionó con dos pinzas para poder eliminar el excedente del material. Imagen 19 C
5. Se colocó la punta de la lámpara de curado en el centro de la muestra sobre el vidrio, irradiando la sección de la muestra con los tiempos indicados por el fabricante, moviendo la punta de la lámpara de curado a la sección siguiente al centro, hasta haber irradiado totalmente la muestra. Se repitieron los pasos de irradiación del otro lado de la muestra. Imagen 19 D

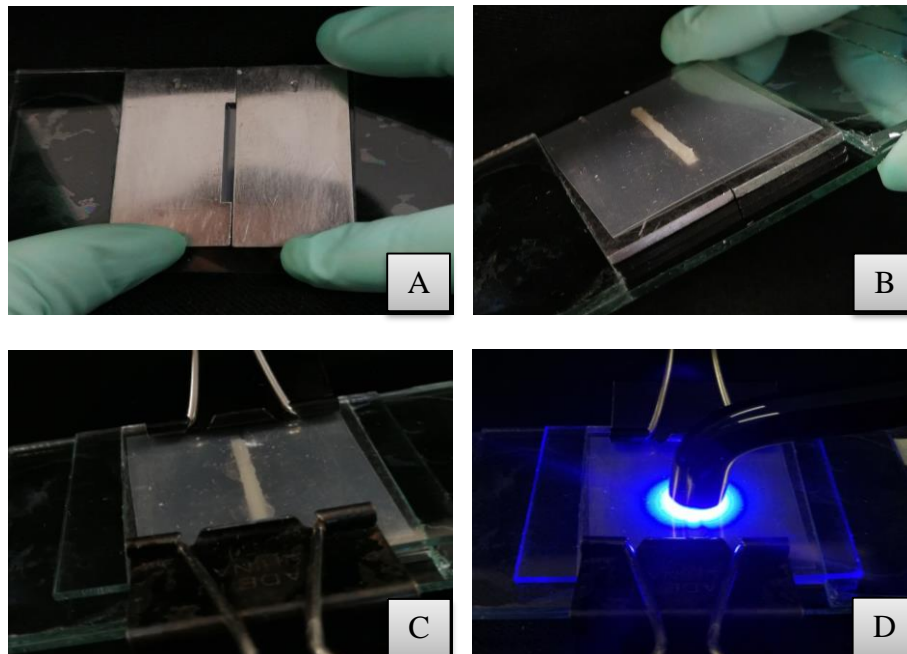


Imagen 19. Preparación de las muestras para Resistencia a la flexión. A) Colocación del molde metálico sobre la película mylar. B) Se rellenó el molde metálico con resina dejando un ligero excedente de material. C) Se colocó una película mylar sobre el modelo metálico y se presiona ligeramente con una loseta de vidrio para que el excedente fluyera sobre el molde metálico. D) Se fotopolimerizó la resina en 5 puntos por ambos lados siguiendo las indicaciones del fabricante. Elaboración propia

6. El molde se colocó en el baño de agua a $37 \pm ^\circ\text{C}$ por 15 minutos después, el molde se retiró del baño de agua. Imagen 19 E
7. Se obtuvo la muestra y se retiraron los excedentes de material utilizando un papel abrasivo de grano 600. Imagen 19 F,G
8. Se almacenó la muestra en agua desionizada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ durante 23 H 45 min. Imagen H

9. Después de 23 H y 45 min se midió base y altura de cada prueba con ayuda del vernier con una precisión de ± 0.01 mm. Imagen I, J
10. 24 horas después, se llevó la muestra a la Máquina Universal de Pruebas INSTRON, para realizar la prueba de propiedades de flexión aplicando una carga a cada muestra, con una velocidad de prueba de 0.75 ± 0.25 mm/min o con una rapidez de carga de 50 ± 16 N/min hasta que la muestra se fracture. Se registró la máxima carga ejercida sobre cada muestra. Imagen K

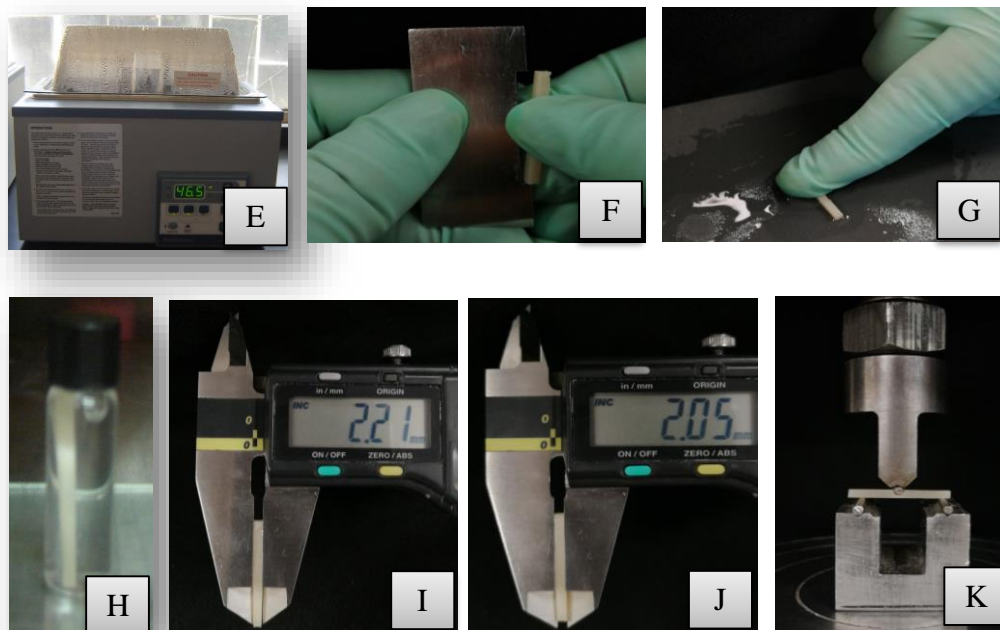


Figura 2. Preparación de las muestras para Resistencia a la flexión. E) Colocación de la muestra en el horno de temperatura controlada por 15 minutos. F) Obtención de la muestra. G) Se retiraron los excedentes de material con papel abrasivo. H) Colocación de la muestra en agua Bidestilada por 23 H 45 Min. I) Se midió la altura de la muestra. J) Se midió el ancho de la muestra. K) Se colocó la muestra sobre en la Máquina Universal de Pruebas INSTRON hasta que la muestra se fracture. Elaboración propia.



9.3 CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

1. Se colocó y adaptó la lámpara de fotopolimerización perpendicularmente al transductor en el centro de la platina.
2. Se colocó en un portaobjetos una cantidad aproximada de 0.14 / 0.16 g de resina. Imagen 20 A
3. Sobre la resina se colocó un cubreobjetos y con la ayuda de otro portaobjetos se hizo compresión hasta que el cubreobjetos entro en contacto con la superficie superior del anillo, logrando que la muestra tenga un espesor constante de 1.24 mm, posteriormente. Imagen 20 B
4. Posteriormente el conjunto portaobjetos-sellador-cubreobjetos se colocó bajo el transductor y se cubrió totalmente el diámetro de 8mm de la punta de la lámpara para llevar a cabo la fotopolimerización. Imagen 20 C, D
5. Se calibró el transductor para ser activado entre 0 y 200 mV, el programa PICOLOG a 600 segundos.
6. Se inició el programa PICOLOG al mismo tiempo que se activó la lámpara con el tiempo de exposición que el fabricante recomendaba. Imagen 20 E
7. El programa de adquisición de datos PICOLOG fue registrando los cambios durante el trascurso de 600 s

8. La contracción fue determinada por el análisis de gráficos generados en los archivos plw que al ser transformados en archivos Excel nos permitió conocer el grado de encogimiento por polimerización mediante el cálculo de una pendiente que representa la relación de los cambios de voltaje en función del tiempo, de manera que los resultados que arroje tal pendiente ubicados a lo largo de la curva.

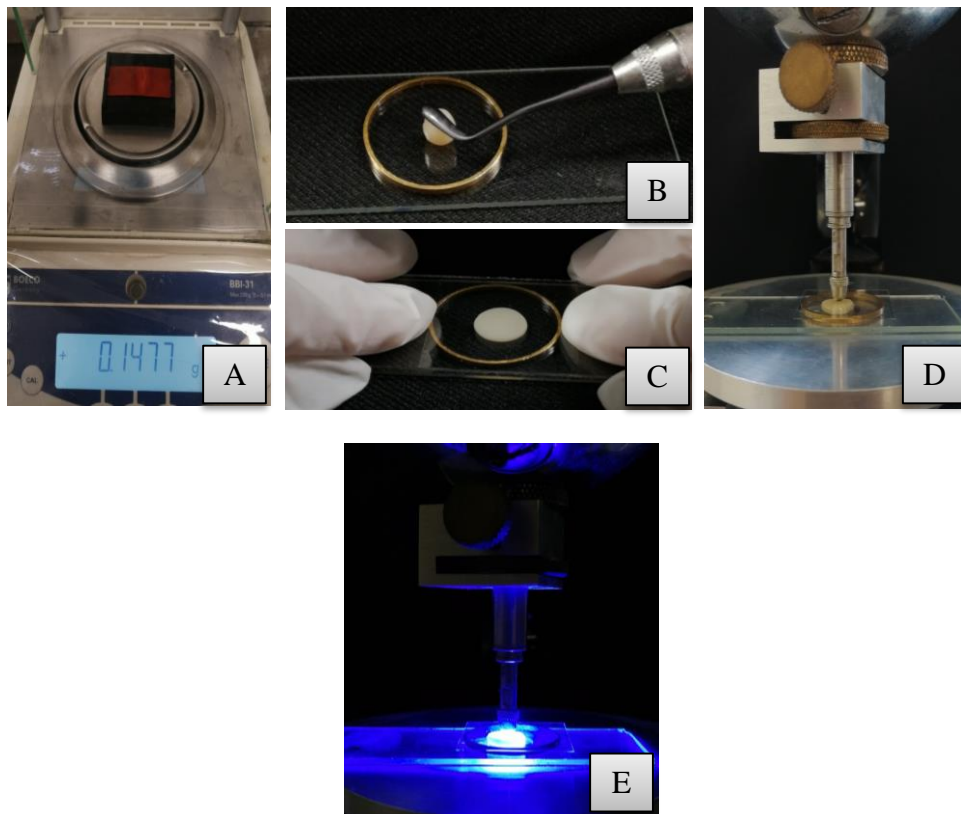


Imagen 20. Preparación de las muestras para Resistencia a la flexión. A) Se pesó la muestra con una balanza analítica calibrada. B) Se colocó el anillo de cobre sobre el portaobjetos y en medio se coloca la resina anteriormente pesada. C) Con ayuda del cubreobjetos se presionó ligeramente para que la resina fluya en el centro del anillo de cobre. D) Se trasladó el portaobjetos a transductor. E) Se activó la lámpara de fotocurado con el tiempo de exposición que indica el fabricante junto con el programa PICO. Transcurridos 600 segundos se obtuvieron los datos. Elaboración propia

9.4 RUGOSIDAD

Para la prueba de rugosidad se empleó una lámpara de fotocurado LED Bluephase N, Ivoclar Vivadent®, con una potencia lumínica de 800 mW/cm^2 verificado con un radiómetro de potencia Demetron Kerr® para la preparación de muestras y un perfilómetro Mitutoyo T.M para medir rugosidad.

1. Con el vernier se calibró el espesor de la muestra en el molde metálico de $0.5 \pm 0.1 \text{ mm}$ fijando la medida con el tornillo del molde. Imagen 21 A
2. Posteriormente se colocó el molde de acero inoxidable estandarizado de 15 mm de diámetro y 1 mm de altura, sobre cinta mylar, con ayuda de un pincel se aplicó una ligera capa de aceite de silicón dentro del molde como separador. Imagen 18 B
3. Se colocó una película de cinta mylar en la superficie y con un vidrio se hizo compresión ligeramente para eliminar el excedente de material. Imagen 21 C
4. La punta de la lámpara de fotocurado se activó en el centro de la muestra y contra el vidrio, irradiando la muestra usando el tiempo de exposición indicado por el fabricante, moviendo la punta de la lámpara de curado a la sección siguiente al centro, hasta que se irradió totalmente la muestra.

Imagen 21 D

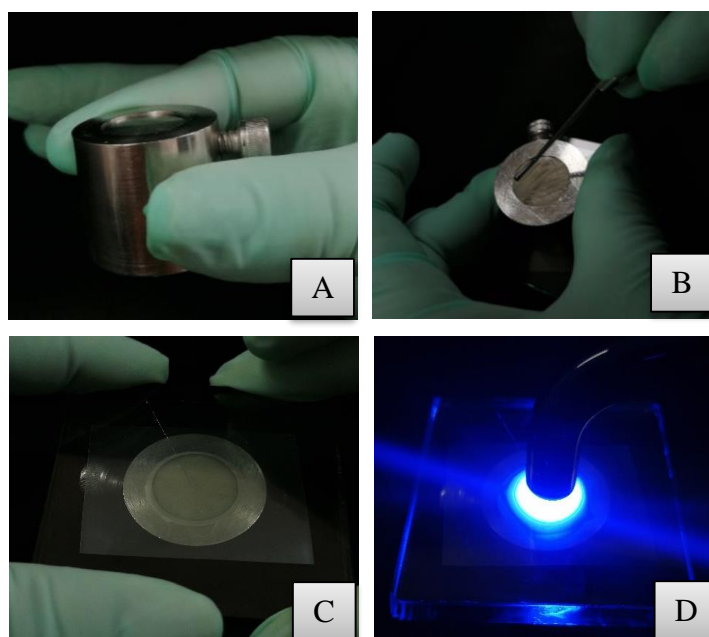


Imagen 21. Preparación de las muestras para Rugosidad. A) Molde metálico calibrado a 0.5 mm con ayuda de un vernier. B) Resina colocada por todo el molde metálico, eliminando burbujas de aire con ligero sobrerrelleno. C) Película mylar colocada sobre la resina y con loseta de vidrio presionando ligeramente para que el material excedente fluyera. D) Se fotopolimerizó en el centro de la resina y 4 en puntos diferentes para irradiar en su totalidad. Elaboración propia

5. Se retiró la muestra del molde con cuidado evitando fracturarla, con ayuda aditamento para extracción de muestras. Imagen 21 E
6. Se calibró el perfilómetro y se adaptó a la base para las muestras a medir.
7. Se colocó la muestra de resina en la base adaptada en el centro de la punta del perfilómetro. Imagen 21 F
8. Se activó el perfilómetro, esperando la medida final. Los datos proporcionados se registraron. Imagen 21 G

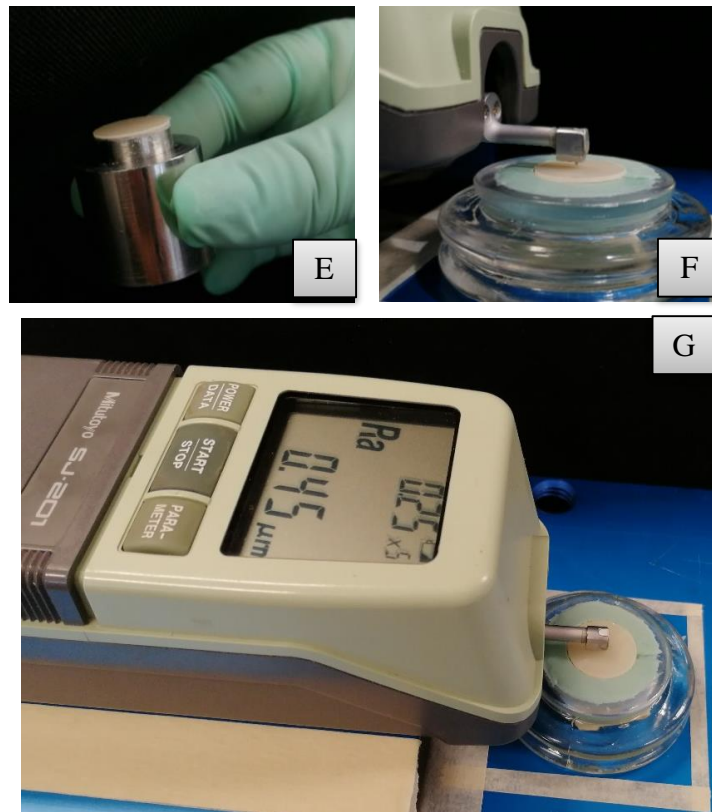


Imagen 21. Preparación de las muestras para Rugosidad. E) Se obtuvo la muestra del molde metálico una vez polimerizada. F) Se colocó y adaptó la muestra de resina en el centro de la punta del perfilómetro. G) Se inició la medida de rugosidad y se obtuvieron resultados. Elaboración propia



X. RESULTADOS

PROFUNDIDAD DE CURADO

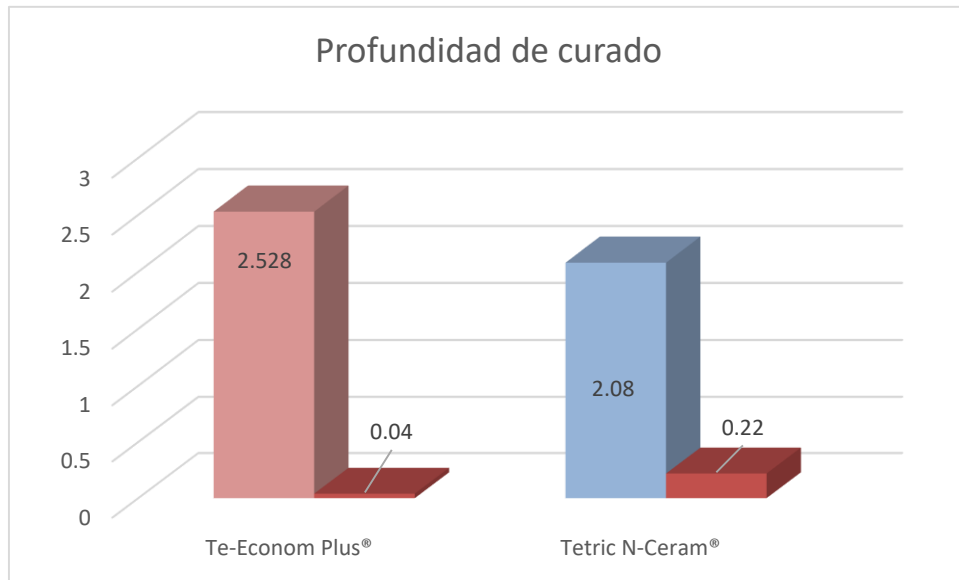
La determinación de profundidad de curado se realizó según la norma ISO 4049. Los datos de cada grupo se organizaron en una hoja de cálculo (Excel, Microsoft, USA) y se obtuvieron los promedios. Tabla 3. Gráfica 1.

Muestra	Te-Econom Plus®	Tetric N-Ceram®
	/2	/2
1	2.36 mm	2.86 mm
2	2.38 mm	2.87 mm
3	2.32 mm	2.86 mm
4	2.34 mm	2.85 mm
5	2.38 mm	2.85 mm
6	2.32 mm	2.85 mm
7	2.30 mm	2.88 mm
8	2.30 mm	2.88 mm
9	2.34 mm	2.87 mm
10	2.29 mm	2.88 mm
Promedio	2.333 mm	2.865 mm
Desviación estándar	0.03 mm	0.01 mm

Tabla 3. Profundidad de curado en milímetros de cada muestra de resina con relleno híbrido y resina con relleno nanohíbrido.



Profundidad y curado (mm) en la resina Te-Econom Plus® y resina Tetric N-Ceram®.

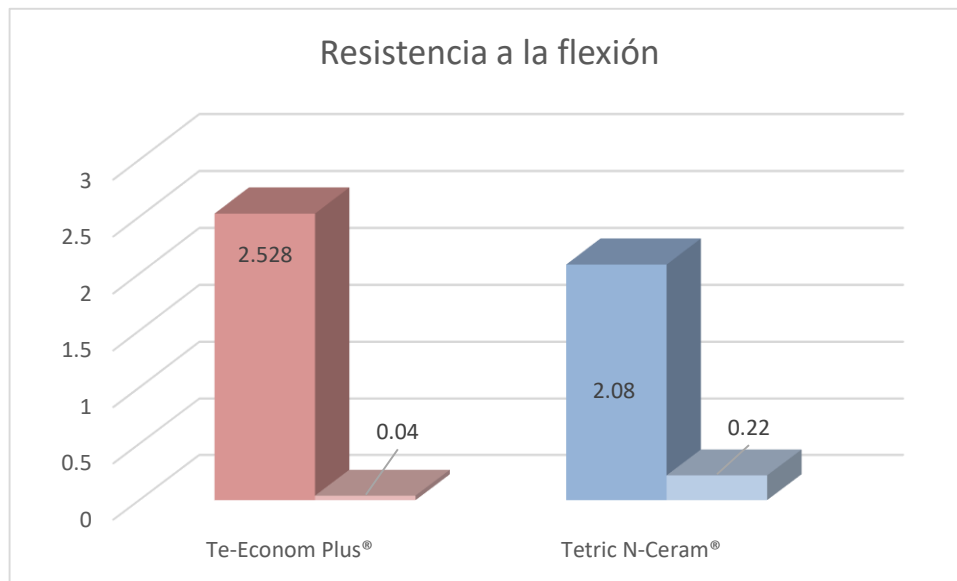


Grafica 1. En los resultados de la prueba de profundidad de curado se observa que los valores mayores se obtuvieron para la resina nanohíbrida Tetric N-Ceram® sin embargo tanto la resina híbrida Te-Econom Plus® y la resina nanohíbrida, cumplen con los requisitos de la norma. Representación de los valores obtenidos para esta prueba, donde se observa la media en cada uno de los grupos.



RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

Resistencia a la flexión (MPa) en la resina Te-Econom Plus® y resina Tetric N-Ceram®.



Gráfica 2. Se muestran los valores promedio y desviación estándar de resistencia a la flexión. Los resultados se analizaron estadísticamente con una T de Student, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. (P=0.417).



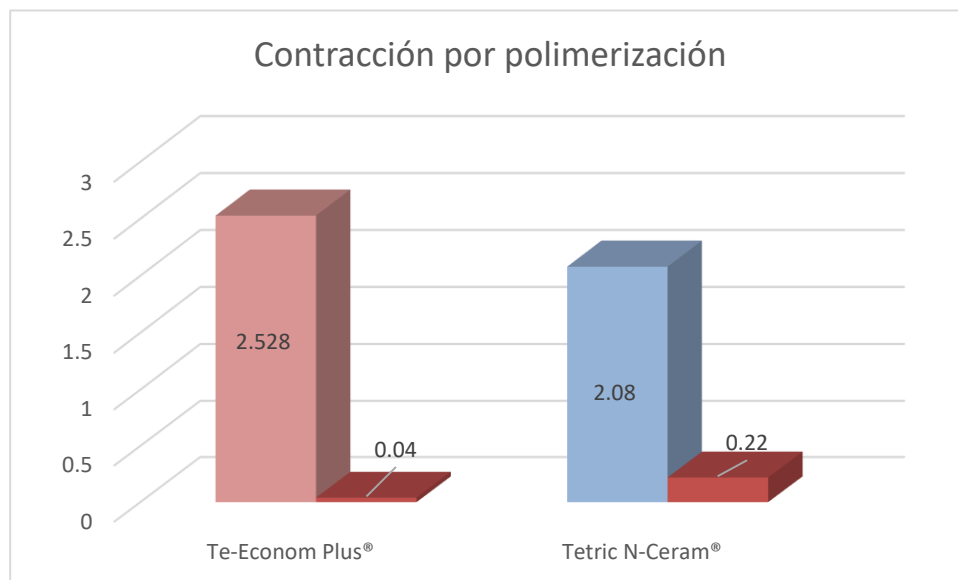
CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

Los resultados promedio de la prueba de encogimiento. Tabla 4, Gráfica 3

Muestra	Te-Econom Plus®	Tetric N-Ceram®
1	2.49	2.29
2	2.55	2.24
3	2.60	2.24
4	2.52	2.19
5	2.53	1.67
6	2.50	1.95
7	2.52	2.04
Promedio	2.528	2.08
Desviación estándar	0.04	0.22

Tabla 4. Promedio y Desviación estándar que presentó la resina Te-Econom Plus® y la resina Tetric N-Ceram® en la prueba de contracción por polimerización.

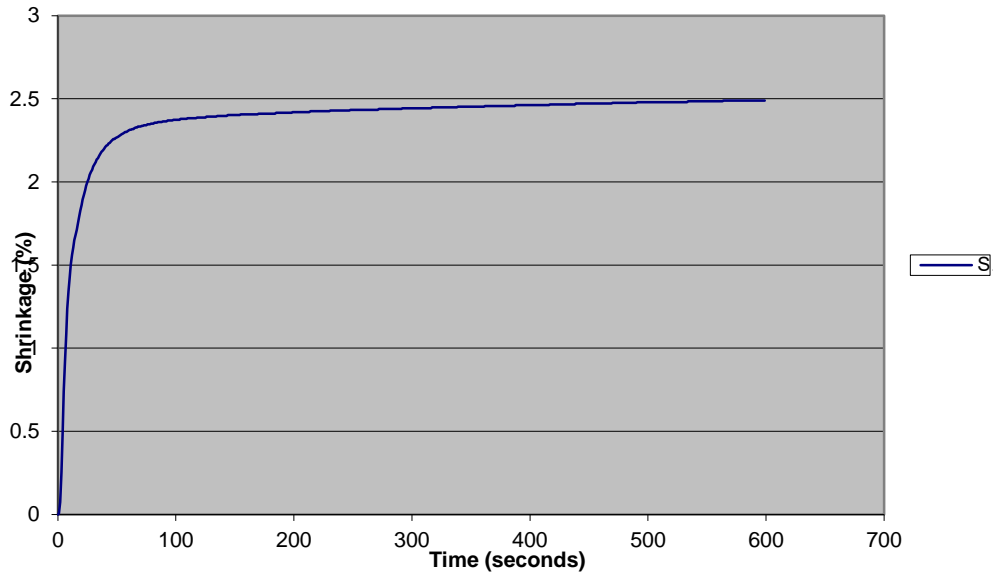
Encogimiento (%S) en la resina Te-Econom Plus® y resina Tetric N-Ceram®.



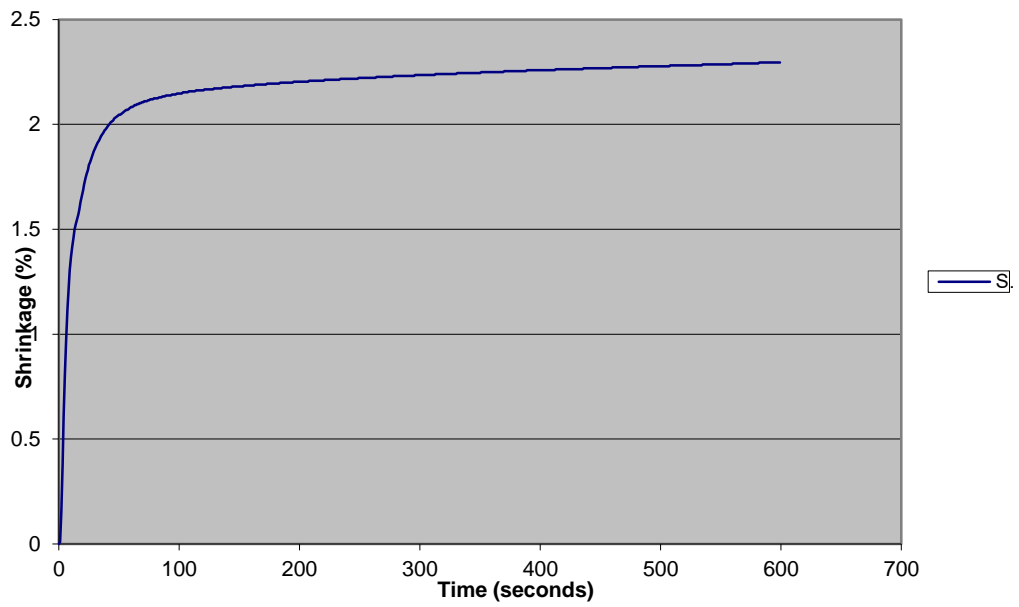
Gráfica 3. Representación de los valores promedio para encogimiento por polimerización. Se analizaron mediante una prueba de Mann-Whitney en rangos, donde existen diferencias estadísticamente significativas. ($P < 0.001$)



Te-Econom Plus®.



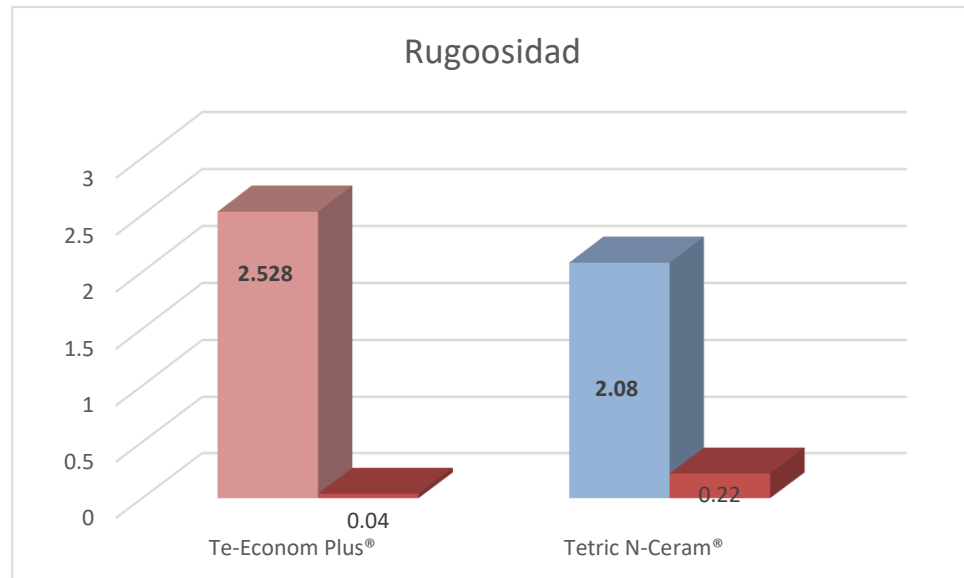
Tetric N-Ceram®





RUGOSIDAD

Rugosidad μm la resina Te-Econom Plus® y resina Tetric N-Ceram®.



Grafica 3. Rugosidad que presento la resina Te-Econom Plus® y la resina Tetric N-Ceram® así como su desviación estándar.



XI. DISCUSIÓN

La tecnología de los materiales dentales ha tenido avances en los últimos años, principalmente en el área de los materiales de restauración estéticos a base de resina, sin embargo dichos materiales al estar en contacto en el medio de la cavidad oral y sometidos a fuerzas constantes (cargas de masticación) por lo tanto, pueden llegar a tener cambios debido a su propia naturaleza química. Cabe mencionar que es importante estudiar los nuevos productos como las resinas nanohíbridas para obtener información sobre las técnicas de restauración dental directa que nos permita obtener resultados satisfactorios aprovechando las propiedades de estos nuevos materiales.

Con base en los resultados que se obtuvieron de las resinas Te-econom plus (hibrida) y Tetric N- ceram (nanohibrida) en las pruebas que se llevaron a cabo de profundidad de curado, resistencia a la flexión, contracción por polimerización y rugosidad, se puede decir que la resina que mostró mejores propiedades en algunas de las pruebas fue Te-econom plus resina hibrida, para la prueba de resistencia a la flexión, no se observaron diferencias estadísticamente significativas.

La resistencia a la flexión de una resina al ser sometida a una fuerza depende de la cantidad de relleno que tenga en su composición. Las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.

Con respecto a los datos obtenidos de la prueba de profundidad de curado es importante ya que el material que no llegue a polimerizar puede migrar al medio bucal y producir reacciones alérgicas.



En 2012 Rouhollahi¹⁶ realiza una evaluación de profundidad de curado de dos resinas que fueron polimerizadas con lámpara L.E.D con 400 mW/cm² de irradiancia, los resultados mostraron profundidad de curado aceptable, 5 mm de curado. En este estudio se demostró que con la lámpara de fotocurado L.E.D Bluephase N de la marca Ivoclar Vivadent con un rango de 800 mW/cm² de irradiancia llegó a fotocurar hasta 6 mm en la resina con relleno nanohíbrido Tetric N-Ceram®, cumpliendo con los requisitos de la norma ISO 4049.

En 2016, el Dr. Franco Naoki Mezarina Kanashiro¹⁶, realiza pruebas de resistencia a la flexión entre Resina convencional Tetric N-Ceram®, Te-Econom Plus® y Tetric N-Ceram Bulk Fill® donde concluye que la resina que presenta mayor resistencia a la flexión fue la resina Tetric N-Ceram®, con una diferencia significativa de $p=0.0289$. Sin embargo, en este estudio se realizó la prueba de resistencia a la flexión entre resina Tetric N-Ceram® y resina Te-Econom Plus® donde los resultados no presentaron diferencias estadísticamente significativas.



XII. CONCLUSIONES

Las resinas compuestas son los tratamientos con mayor demanda en la consulta dental principalmente por su estética y comodidad económica.

Es importante tener conocimiento de las propiedades mecánicas de cada resina en el mercado, con ello se podrá elegir el material adecuado para que el tratamiento restaurativo tenga los resultados esperados.

Podemos concluir que de acuerdo a las indicaciones del fabricante, la resina con relleno nanohíbrido Tetric N-Ceram® tiene una profundidad de curado mayor a comparación con la resina de relleno híbrido Te-Econom Plus®, contemplando su uso para preparaciones con incrementos de hasta 5 mm, ya que en este estudio se obtuvieron resultados demostrando que llegan a polimerizar a una profundidad de 5.7 mm, en comparación con la resina de relleno híbrido Te-Econom Plus®, que obtuvo una profundidad de 4.6 mm.

Las pruebas de rugosidad nos permitieron observar que la resina con relleno nanohíbrido Tetric N-Ceram® fueron mayores a la rugosidad que presentaron la pruebas de la resina con relleno híbrido Te-Econom Plus® sin embargo, existen sistemas de pulido que podrían revertir estos resultados y mejorar la rugosidad de las resinas con relleno nanohíbrido.

El porcentaje de contracción por polimerización para la resina con relleno nanohíbrido Tetric N-Ceram® con la resina Te-Econom Plus® si mostró diferencias estadísticamente significativas. Es importante conocer esta información ya que se tendrán restauraciones desajustadas en un futuro.



En la prueba de resistencia a la flexión no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre la resina híbrida y la resina nanohíbrida, la cual nos dice que si puede ser una buena opción para ser usadas en el sector posterior en la técnica directa de restauraciones.

La resina híbrida Te-Econom Plus® Ivoclar Vivadent a la venta llega a ser más económica, se puede decir que hasta la mitad del precio en comparación con la resina de relleno nanohíbrido Tetric N-Ceram®, si se contempla su uso en restauraciones estéticas directas de sector posterior estas son una buena opción.



XIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ring, Malvin E. Historia Ilustrada de la Odontología. Barcelona: Mosby/ Doyma Libros, 1995.
2. Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontológica Venezolana, 2008; 46(3): pp. 1-19.
3. Ganski, K. (18 de Diciembre de 2018). ADA NEWS. Recuperado el 2 de Octubre de 2019, de <https://www.ada.org/en/publications/ada-news72018-archive/december/living-legend-dr-ray-bowen>.
4. Guzman B. Humberto J. Resinas Compuestas.
5. Hoyos Palacio, L.M., Espinel Blanco, E., & Quintero Martínez, Y. (2015). Caracterización fisicoquímica de cuarzo en el municipio de La Playa de Belén, departamento de Norte de Santander. Revista Tecnura, 19(45), 41-51. Doi: 10.14483/udistrital.jour.tecnura.2015.3.a03.
6. Yearn, J. Factors affecting cure of visible light activated composites. Int. Dent. J. (1985); 35:218-225.
7. Del Rocio Jurado, Abigail. (2013). Influencia de la potencia de la lámpara en una profundidad de curado de dos tesinas con diferente fotoiniciador. Facultad de Odontología, México, D.F.
8. G. Craig Robert. Materiales de odontología restauradora, Décima edición, Harcourt Brace, pp. 84
9. Leinfelder K. Wilder A. Jr. Telxeira L. Wear rates of posterior composite resins. J Am Dent Assoc (1986); 112: 829-833.
10. Yin R. Helss M. Sharp L. Suh B. Development and physical of a new low shrinkage composite. J. Dent. Res. (2002). 80: 514.



11. Hu, X. Marquis, M. Shortall, C. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *J. Oral Rehabil.* (2003); 30:729737.
12. Carlos C., Monserrat M., Materiales de resina compuesta y su polimerización, *ADM*; 2009, 65, pág. 10-17.
13. Nie J, Linden LA, Rabek JF, Fouassier JP, Morlet-Savary F, Sciglaski F, Wrzyszczyński A y Andrejewska E. (1998) A reappraisal of the photopolymerization kinetics of triethylenglycol dimethacrylate initiated by camphoroquinone-N,N-dimethyl-ptoluidine for dental purposes. *Acta Polymer* 49:145-161.
14. Anusavice K, Shen CS, Rawls R, Phillips Science of Dental Materials. 12th ed. USA: Elsevier; 2013.
15. Naranjo-Pizano RM, Lince-Jaramillo JF, Vivas-Idarraga J, Ruiz-Ceballos D, Ortíz-Pérez P. Diferencia en la dureza de resinas utilizadas convencionalmente al polimerizarse con diferentes tipos de luz. *Rev. CES Odont* 2017; 30(1): 3-16.
16. Mezarina Kanashiro, Franco N. (2016). Comparación *in vitro* de la resistencia a la compresión de las resinas compuestas Te Econom Plus®, Tetric N-Ceram® y Tetric N-Ceram Bulk Fil®. Facultad de Ciencias de la Salud, Lima-Perú.