



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LOJA
FACULTAD DE LA SALUD HUMANA
CARRERA DE ODONTOLOGÍA

TÍTULO

Evaluación in vitro de la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nanohíbridas, OPALLIS de la FGM y NEOFIL de la KERR.

Tesis previa a la obtención del
Título de Odontólogo

AUTOR:

José Luis Sarango Guallas

DIRECTORA:

Odt. Esp. Tannya Lucila Valarezo Bravo

Loja – Ecuador

2018

CERTIFICACIÓN**Odt. Esp. Tannya Lucila Valarezo Bravo****DIRECTORA DE TESIS****CERTIFICA:**

Que la presente tesis de grado titulada: **Evaluación in vitro de la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nanohíbridas, OPALLIS de la FGM y NEOFIL de la KERR**, elaborado por el señor **José Luis Sarango Guailas**, previa a la obtención del Título de Odontólogo, ha sido dirigida y revisada durante todo el transcurso de su realización, por lo tanto reúne todos los requisitos exigidos por las normas de graduación de la Universidad Nacional de Loja, por lo cual autorizo su presentación para su calificación y sustentación correspondiente.

Loja, 12 de octubre de 2018

Atentamente,



.....
Odt. Esp. Tannya Lucila Valarezo Bravo
DIRECTORA DE TESIS

AUTORÍA

Yo, José Luis Sarango Guallas, con cédula de identidad N° 1105152357, declaro ser el autor del presente trabajo de tesis, y eximo expresamente a la Universidad Nacional de Loja y a sus representantes jurídicos de posibles reclamos o acciones legales por el contenido de la misma.

Adicionalmente acepto y autorizo a la Universidad Nacional de Loja la publicación del presente trabajo en el Repositorio Institucional Biblioteca Virtual.

Autor: José Luis Sarango Guallas

Firma:



Cédula: 1105152357

Fecha: 12 de Octubre del 2018

CARTA DE AUTORIZACIÓN

Yo, José Luis Sarango Guailas, declaro ser autor de la tesis titulada: **Evaluación in vitro de la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nanohíbridas, OPALLIS de la FGM y NEOFIL de la KERR**, como requisito para optar al grado de Odontólogo General; autorizo al Sistema Bibliotecario de la Universidad Nacional de Loja para que con fines académicos, muestre al mundo la producción intelectual de la universidad, a través de la visibilidad de su contenido de la siguiente manera en el repositorio digital Institucional:

Los usuarios pueden consultar el contenido de este trabajo en el RDI, en las redes de información del país y de exterior, con las cuales tenga convenio la Universidad.

La Universidad Nacional de Loja, no se responsabiliza por el plagio o copia de la tesis que realice un tercero.

Para constancia de esta autorización, en la ciudad de Loja a los 12 días del mes de octubre del 2018, firma el autor.

Firma:.....

Autor: José Luis Sarango Guailas

Cedula: 1105152357

Dirección: Cantón Saraguro

Correo electrónico: sarangojoseluis@hotmail.com

Celular: 0999600851

DATOS COMPLEMENTARIOS:

Directora de tesis: Odt. Esp. Tannya Lucila Valarezo Bravo

Tribunal de Grado:

Presidente: Odnt. Esp. Cecilia Mariana Díaz López

Vocal: Odt. Esp. Andrea María Jiménez Ramírez

Vocal: Odt. Esp. Johanna Alexandra Riofrío Herrera

DEDICATORIA

El presente trabajo va dedicado de manera especial a la mujer que ha sabido plantar en mi la semilla de la dedicación, la honestidad y la humildad; Mi Mamá Rosa, quien ha estado apoyándome y confió en mí en este trayecto de mi vida, las palabras son pocas para agradecer por tanto esfuerzo. Papá este logro también va dedicado para ti.

A mis hermanas Kathiana y Ainhara, con su alegría me acompañaron en el transcurso de este objetivo, y supieron apoyar con palabras de ánimo y confianza.

Tío Ángel; gracias por esa ayuda a la distancia, sin tu apoyo incondicional hubiese sido más tortuoso este camino. Abuelitos Miguel y Ángela gracias por su dedicación.

José Luis Sarango Guailas.

AGRADECIMIENTO

Dejo constancia de mi sincero agradecimiento, a la Universidad Nacional de Loja, Área de la Salud Humana de la Carrera de Odontología.

A mis docentes que con su conocimiento me han iluminado en mi formación de odontólogo, a mis docentes de Titulación ya que con su dedicación, tiempo y profesionalismo han sabido asesorarme en este arduo trabajo.

A la Dra. Tannya Valarezo Directora de la tesis, quien con sus conocimientos supo guiarme y orientarme durante el desarrollo y culminación del presente trabajo de investigación.

A mis amigos o mashis quienes formaron parte de mi vida universitaria y fueron testigos de grandiosos y malos momentos, agradezco su amistad sincera y su enseñanza de trabajo duro y en equipo.

Un agradecimiento especial a Mariana por la paciencia y ayuda, para culminar este trayecto, gracias por compartir este camino.

José Luis Sarango Guailas.

ÍNDICE

CARÁTULA	i
CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA	iii
CARTA DE AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE.....	vii
1. TÍTULO	1
2. RESUMEN.....	2
SUMMARY	3
3. INTRODUCCIÓN	4
4. REVISIÓN DE LITERATURA.....	8
4.1. Resina compuesta	8
4.1.1 Historia	8
4.1.1.1 Resinas acrílicas.....	9
4.1.1.2 Resinas compuestas o composites	9
4.1.2 Definición de Resinas Compuestas	11
4.1.3. Composición de las resinas.	12
4.1.3.1. Matriz resinosa.	14
4.1.3.2. Partículas de relleno.....	15
4.1.3.3. Agente de conexión o acoplamiento.....	17
4.1.3.4. Sistema activador iniciador.	18
4.1.3.4.1. Resinas de activación química.	19
4.1.3.4.2. Resinas de activación por luz.....	19
4.1.3.5. Inhibidores.	20
4.1.3.6. Modificadores ópticos	20
4.1.4. Clasificación de las resinas compuestas.....	21
4.1.4.1. Clasificación cronológica.	21
4.1.4.1.1. Primera Generación.	21
4.1.4.1.2. Segunda Generación.	22
4.1.4.1.3. Tercera Generación.....	22

4.1.4.1.4. Cuarta Generación.	22
4.1.4.1.5. Quinta Generación.	23
4.1.4.1.6. Sexta Generación.	23
4.1.4.2. Clasificación según su sistema de activación.	24
4.1.4.2.1. Resinas compuestas de autocurado.	24
4.1.4.2.2. Resinas compuestas de fotocurado.	24
4.1.4.2.3. Resinas compuestas de activación dual.	24
4.1.4.2.4. Resinas compuestas termoactivadas.	25
4.1.4.3. Clasificación según su consistencia.	25
4.1.4.3.1. Resinas compuestas convencionales.	25
4.1.4.3.2. Resinas compuestas condensables.	25
4.1.4.3.3. Resinas compuestas fluidas	26
4.1.4.4. Clasificación de las resinas compuestas según el tipo de relleno.	28
4.1.4.4.1. Resinas compuestas de macrorrelleno.	28
4.1.4.4.2. Resinas compuestas de microrrelleno.	29
4.1.4.4.3. Resinas compuestas híbridas.	30
4.1.4.4.4. Resinas compuestas microhíbridas.	31
4.1.4.4.5. Resinas compuestas de nanorelleno.	32
4.1.4.4.6. Resinas compuestas nanohíbridas.	32
4.1.5. Propiedades físicas de las resinas compuestas	34
4.1.5.1. Variación dimensional térmica.	34
4.1.5.2. Conductividad térmica.	35
4.1.5.3. Sorción acuosa.	35
4.1.5.4. Módulo de Elasticidad.	36
4.1.5.5. Resistencia a la compresión y a la tracción.	36
4.1.5.6. Estabilidad de color.	37
4.1.5.7. Radiopacidad.	37
4.1.5.8. Contracción de polimerización.	39
4.1.6. Polimerización de la resinas.	40
4.1.6.1. Activación química.	41
4.1.6.2. Activación por luz.	42
4.1.6.3. Activación doble.	44
4.1.6.4. Activación con luz visible (azul).	44

4.1.7. Unidades de fotocurado.....	45
4.1.7.1. Tipos de lámpara de fotopolimerización.	47
4.1.7.1.1 Lámparas LED:.....	47
4.1.7.1.2 Lámparas QHT:	48
4.1.7.1.3 Lámparas PAC:.....	48
4.1.7.1.4: Láser de argón:	48
4.2. Resinas compuestas usadas en el estudio	48
4.2.1. Resina Nanohíbrida Opallis	48
4.2.2. Resina Nanohíbrida Neofil.....	49
4.2.2.1. Características.....	50
4.2.2.2. Indicaciones.....	50
4.3. Resistencia a la flexión	50
4.3.1 Resistencia.....	50
4.3.2. Resistencia flexural en resinas.	51
4.4 Norma ISO 4049	53
5. MATERIALES Y MÉTODOS	55
6. RESULTADOS	62
7. DISCUSIÓN.....	68
8. CONCLUSIONES	70
9. RECOMENDACIONES	71
10. BIBLIOGRAFÍA	72
11. ANEXOS	75

1. TÍTULO

Evaluación in vitro de la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nanohíbridas, OPALLIS de la FGM y NEOFIL de la KERR

2. RESUMEN

En el desarrollo de la odontología; las técnicas y materiales se están renovando de manera constante; así como también las propiedades de los materiales en odontología, la resistencia flexural o módulo de ruptura es una de las propiedades presentes en las resinas compuestas; por ello en la presente investigación se propuso determinar la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nanohíbridas, Opallis de la (FGM) y Neofil de la (KERR). La muestra estuvo constituida por 30 bloques de resina compuestas nanohíbridas, 15 bloques de la resina Opallis (FGM) y 15 bloques de resina Neofil (KERR) en ambos casos en tono A3; elaborados bajo especificaciones de la norma ISO 4049, 25mm de longitud, 2mm de espesor y 2mm de ancho. Se consideraron dos grupos, grupo A: 15 bloques de resina Opallis y grupo B: 15 bloques de resina Neofil. Posteriormente, a los bloques de resina se les realizó un test de flexión de 3 puntos en una máquina de ensayos universales modelo Marshall, a una velocidad de 1,7mm/min. Los datos recopilados del estudio de flexión se analizaron mediante la prueba estadística T-Student, con lo cual se obteniendo valores de 115,759Mpa para el grupo A (Opallis) y valores de 92,972Mpa para el grupo B (Kerr), lo cual nos da una diferencia estadísticamente significativa de 19,685% más de resistencia flexural para el grupo A. Basándose en estos resultados se pudo determinar que las resinas Opallis del grupo (A) presentan una mayor resistencia flexural que las resinas del grupo (B) Neofil, por lo tanto mayor módulo de elasticidad.

Palabras claves: flexión, fotocurado, híbrido, nanopartículas, nanorelleno.

SUMMARY

In the development of dentistry; techniques and materials are being renewed steadily; as well as the properties of the materials in dentistry, the flexural resistance or modulus of rupture is one of the properties present in the composite resins; for this reason, the present investigation was to determine the flexural strength of two composite resins, the nanohibridas opallis (FGM) and of the Neofil (KERR). The sample was composed of 30 blocks of composite resin nanohibridas, 15 blocks of the Opallis resin (FGM) and 15 blocks of Neofil resin (KERR) in both cases in tone A3; prepared under specifications of ISO 4049, 25mm in length, 2mm thick and 2mm wide. We considered two groups, group A: 15 Opallis resin blocks and group B: 15 blocks of Neofil resin. Subsequently, to blocks of resin underwent a test of flexion of 3 points in a universal testing machine Marshall model, at a speed of 1,7mm/min. The data collected from the study of flexion were analyzed using the statistical test T-Student, thereby obtaining values of 115,759Mpa for group A (opallis) and values of 92,972Mpa for group B (Kerr), which gives us a statistically significant difference of 19.685% of flexural resistance to 1 group A. The data collected from the study of flexion were analyzed using the statistical test T-Student, thereby obtaining values of 115,759Mpa for group A (opallis) and values of 92,972Mpa for group B (Kerr), which gives us a statistically significant difference of 19.685% of flexural resistance to 1 group A.

Keywords: Bending, light cured, hybrid, nanoparticles, nanorelleno

3. INTRODUCCIÓN

Los dientes son muy importantes en múltiples funciones del organismo. Son esenciales para proteger la cavidad oral, en la ingesta y masticación del alimento, y en colaborar con el aparato digestivo para digerir la comida. Los dientes forman una dura barrera física que protege la cavidad oral. (Isselhard, 2003)

Los dientes soportan diferentes tipos de presión ejercidas por fuerzas masticatorias o hábitos parafuncionales individuales de cada ser humano. En una investigación en la que se evalúa la fuerza de mordida se determinaron los siguientes valores en la fuerza masticatoria: en hombres adultos jóvenes sanos se ha reportado un valor promedio de 727 N (74.15 Kgf), en niños con dentición permanente y oclusión normal un valor de 425 N (43.35 Kgf), en mujeres jóvenes con enfermedad periodontal un valor de 370 N (37.74 Kgf), en niños sanos con dentición temporal un valor de 186.20 N (18.99 Kgf), en adultos mayores con dentaduras parciales removibles o dentaduras totales un valor de 181 N (18.46 Kgf) y en niños con dentición mixta y mordida cruzada un valor de 114 N (11.62 Kgf). (Alfaro Patricia, 2012)

Hasta hace poco tiempo el material más confiable para realizar restauraciones dentales, era utilizado la amalgama de plata; demostró gran durabilidad, buen comportamiento a largo plazo con alta resistencia mecánica y costo reducido. Pero en la actualidad la estética impera a todos los niveles en la sociedad moderna, hasta tal punto que es, no solo una petición por parte de los pacientes, sino una exigencia ante el odontólogo. Para el efecto las resinas compuestas ofrecen grandes propiedades estéticas y mecánicas funcionales. (Santos, 2009, pág. 1)

Las resinas al ser un sustituto dentinario y de esmalte en las restauraciones dentales están sometidas a diferentes medios químicos y físicos, en especial a fuerzas que deforman su estructura, induciendo a una pérdida de su resistencia estructural y con el pasar del tiempo terminando en una fractura. Clínicamente, las restauraciones de composite están sometidas a fuerzas complejas de masticación con una cantidad considerable de estrés y debido a que la cantidad, tamaño y distribución de partículas afectan dramáticamente las propiedades mecánicas y el éxito clínico, varios sistemas de clasificaciones han sido desarrollados; un método de clasificación más simplificado ya aceptado divide las resinas en dos: híbridas, que contienen partículas en el rango de 1-3 micrones, un sílice de 0.04 micrones. Según la literatura las resinas híbridas exhiben mejores propiedades mecánicas. Las resinas de microrelleno contienen partículas de 0.04 um a 0.4 um. (Bonilla E, 2017)

Evidencias actuales indican que la fractura es de las causas más comunes para el reemplazo de la restauración después de 5 años. Una herramienta valiosa para evaluar la resistencia a la fractura de los materiales es la prueba de resistencia a la flexión. Resistencia a la flexión se define como la tensión máxima que puede resistir un material antes de la falla cuando se somete a carga o la cantidad de tensión que se requiere para propagar a través de un pre-existente defecto. Las propiedades de flexión requeridas son altamente dependientes de las aplicaciones clínicas por ejemplo restauraciones que están sometidos a grandes tensiones de la masticación, se desea una alta resistencia a la flexión (Bonilla E, 2017)

En un estudio realizado en la Universidad Autónoma de Coahuila, se evaluó la resistencia flexural de tres tipos de resinas, obteniendo los siguientes resultados: la resina Filtek Z250 XT® soportó una carga máxima de 86.084 N, un esfuerzo máximo de 161.408 MPa, un módulo de elasticidad de 8991.576 MPa. La resina Brilliant® presentó una carga

máxima de 62.591 N, el esfuerzo máximo de carga fue de 121.152 MPa y el módulo de elasticidad de 6532.10 MPa. La resina ENA HRi® mostró una carga máxima de 59.92, esfuerzo máximo de 112.36 MPa y un módulo de elasticidad de 5809.80 MPa. (Bonilla E, 2017),

En lo que respecta a restauradores universales, también tenemos a la Filtek Z350 XT de la 3M, cuyos valores de la resistencia a la flexión, está sobre los 160 Mpa, haciéndole una resina de alta calidad y gran resistencia para usos en el campo odontológico. (3M, 2017)

La resina compuesta Tetric Evoceram, de Ivoclar Vivadent; en los datos de su ficha técnica, tiene una resistencia flexural de 120Mpa, esta resina al igual que las resinas a investigar es un restaurador universal, lo cual permite varios usos en odontología. (Ivoclar Vivadent, 2004)

La resina Grandio de la casa comercial Voco, presenta una resistencia a la flexión de 162 Mpa, esta resina al igual que las resinas estudiadas es nanohíbrida. (VOCO, 2010)

Ante lo expuesto y de todos los datos surge la necesidad de analizar la siguiente pregunta ¿Cuál es el valor de la resistencia a la flexión entre las resinas Opallis de FGM y Neofil de la KERR?

La razón por la que me motivó a realizar la presente investigación es, que las resinas están sometidas a grandes tensiones masticatorias por lo cual se requiere una alta resistencia flexural; así mismo nos permite analizar el módulo de flexión que es la rigidez del material, el cual en restauraciones clase V se necesita un bajo módulo para flexionar con el diente y un módulo relativamente alto para restauraciones de dientes posteriores para soportar las fuerzas oclusales (Bonilla E, 2017). Las resinas investigadas, al ser muy utilizadas en la clínica fue el principal impulso, para evaluar si cumplían con las normas

establecidas por la International Organization for Standardization (ISO); así como valorar la resistencia flexural de la resina Neofil debido a que no se encontraba información técnica del mismo.

Esta investigación tuvo como objetivo determinar la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nanohíbridas, Opallis de la FGM y Neofil de la KERR; para lo cual se determinó la resistencia flexural de cada una de las resinas estudiadas y se realizó un análisis comparativo de los datos obtenidos en nuestra investigación.

La hipótesis de la presente investigación fue, la resistencia a la flexión de la resina compuesta Opallis, es mayor en comparación con la resina compuesta Neofill.

4. REVISIÓN DE LITERATURA

4.1. Resina compuesta.

Desde su aparición, en el campo odontológico las resinas compuestas han revolucionado la odontología, llegando a ser un material de restauración dental que con el pasar del tiempo ha desplazado a la amalgama dental, por sus múltiples bondades; así como ha mejorado notablemente sus propiedades, añadiendo más componentes haciéndolo notablemente más resistente, ampliando su uso y durabilidad.

Las resinas sintéticas se utilizan en una gran variedad de aplicaciones dentales. Los usos más comunes son:

- Materiales de obturación de cavidades (composites).
- Selladores.

Las resinas dentales se usan sobre todo para restaurar y reemplazar la estructura dental y las piezas que faltan. Estas resinas se pueden adherir con otras directamente sobre la estructura dental u otros materiales de restauración. (Anusavice, 2004, pág. 144)

4.1.1 Historia. La literatura científica que se refiere a cerca de los materiales dentales manifiesta que la historia relacionada al desarrollo de las resinas compuestas se dio durante la primera mitad del siglo XX. En aquella época se dio la aparición de los silicatos, materiales que dada su coloración asemejaban el color del diente, y pese a su condición que liberaban flúor, característica benéfica para el tejido dentario; cierto autor nos menciona que “En pocos años sufrían un desgaste importante” (Anusavice, 2004, pág. 400)

A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran

insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal. (Rodríguez, 2007)

4.1.1.1 Resinas acrílicas. Material que aparece en 1945 y se encuentra formado por un polímero de polimetacrilato de metilo (polvo) y un monómero de metacrilato de metilo (líquido), los cuales al ser mezclados dan lugar a la autopolimerización o endurecimiento del material, el cual es un polímero de bajo peso molecular, sin relleno aunque de color más estable, menos propenso a la fractura y a la solubilidad en los fluidos orales en relación a los silicatos, encontrándose entre sus desventajas la poca resistencia a la abrasión, elevada contracción de polimerización, cambios dimensionales por efectos de la temperatura, inestabilidad dimensional y elevada filtración marginal razones por las que este material entró en desuso. (Zeballos, 2013)

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta. (Rodríguez, 2007)

4.1.1.2 Resinas compuestas o composites. Las resinas compuestas presentan mejores propiedades en comparación a las resinas acrílicas como son: resistencia al desgaste, estética, menor contracción de polimerización, adhesión al tejido dentario que favorece la

disminución de la filtración marginal y preservación del tejido dentario remanente. Como todos los compuestos también presentan desventajas como ser el alto peso molecular de la matriz resinosa que dificulta la manipulación del material. (Zeballos, 2013)

Desde que en la odontología inició el desarrollo de la terapéutica en el tratamiento de la caries dental, surgieron muchos compuestos que reemplazaron a la estructura dental afectada, iniciando con la aparición de la amalgama que posteriormente fue desplazada por materiales estéticos de mejor calidad, mayor adhesión y resistencia al desgaste. La investigación en lo que se refiere a las resinas compuestas está en auge, con el paso del tiempo surgen mejores compuestos con grandes propiedades, incorporación de la nanotecnología; la verdadera ciencia odontológica está revolucionando el futuro de los materiales dentales.

Para un mejor entendimiento de la historia y evolución de las resinas compuestas se describe el siguiente cuadro adaptado por Rodríguez y Pereira del autor Stephen C. Bayne.

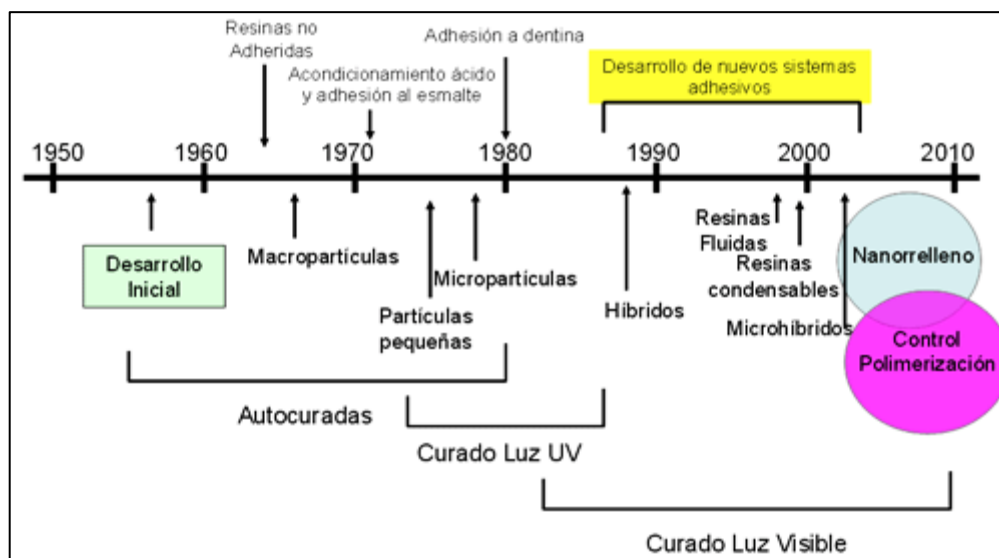


Figura I. Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible. (Rodríguez, 2007)

Las propiedades de la matriz de resina y los agentes de conexión relleno-matriz actuales han resuelto los problemas de los primeros materiales restauradores. Así, desde el inicio de los años 70, los sistemas de resinas compuestas y sus resinas de dimetacrilato han sido el material de elección para restauraciones estéticas directas de la zona anterior. Estos materiales incluso están ganando aceptación para restauraciones de las zonas oclusales posteriores y otras zonas con gran exposición a las fuerzas, por lo que también se emplean como selladores de fosas y fisuras, adhesivos para frentes laminados de porcelana y para la cementación de otras prótesis fijas. Actualmente, la vida media de una resina compuesta en las zonas posteriores es de 7 años, se está acercando a la de la amalgama que es de 10 años. (Anusavice, 2004, pág. 401)

4.1.2 Definición de Resinas Compuestas. Para Anusavice (2004) las resinas compuestas “Es un sólido formado por dos o más fases distintas que cuando se combinan se obtienen unas propiedades intermedias o superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual” (p 400).

Las resinas dentales compuestas son materiales con una gran densidad de entrecruzamientos poliméricos, reforzados por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión. (Anusavice, 2004, pág. 400)

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica. (Rodríguez, 2007, pág. 2)

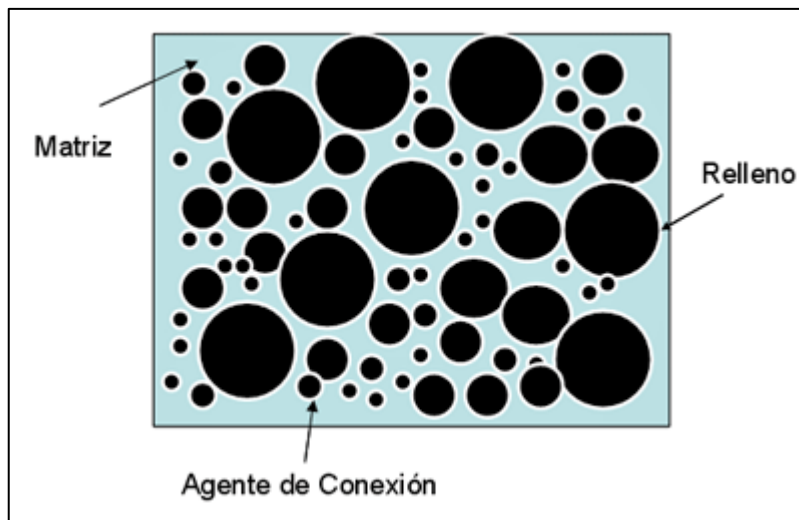


Figura II. Componentes fundamentales de las resinas compuestas. Esquema general donde puede verse la matriz de resina, las partículas de relleno y el agente de conexión. (Rodríguez, 2007)

Las resinas compuestas para uso dental, consisten en partículas de relleno inorgánicas inmersas en una matriz orgánica de polímeros en las que las partículas inorgánicas están recubiertas con un compuesto de silano activo que une a las partículas de relleno con la resina, proporcionando como se mencionó, la unión de esta fase inorgánica a la fase orgánica, lo cual dota a la restauración final con mejores propiedades que las que pudiera presentar en forma individual y por sí solas cada fase. (Sanches Carlos, 2009)

4.1.3. Composición de las resinas. El esmalte y la dentina de los dientes son dos ejemplos de los muchos materiales compuestos que se encuentran en la naturaleza. El esmalte contiene aproximadamente un 95% en peso de estructura inorgánica, de la cual un 90-92% es hidroxiapatita. Los otros componentes son un 1% en peso de la estructura orgánica denominada enamulina y un 4% en peso de agua. La dentina contiene aproximadamente un 75% en peso de estructura inorgánica, fundamentalmente pequeños cristales de hidroxiapatita, un 20% en peso de masa orgánica (de la cual un 90% es colágeno) y un 5% en peso es agua. En estos dos casos de material compuesto dental natural las partículas de relleno son los cristales de hidroxiapatita. Las propiedades de es de

estos dos tejidos se diferencian en las proporciones matriz-relleno. Esto presenta una analogía con los materiales de restauración sintéticos, en los que la diferencia en el relleno de las resinas tiene una gran influencia en las propiedades del material. (Anusavice, 2004, pág. 402)

Las resinas compuestas tienen cierto número de componentes que se añaden a la resina matriz, partículas de relleno inorgánico y agentes de conexión. Se requiere un sistema activador-iniciador para que la pasta blanda de resina moldeable se transforme en una restauración dura de larga duración. Hay otros componentes que se añaden para mejorar las propiedades, apariencia y durabilidad del material. Los pigmentos permiten conseguir el color de la estructura dentaria. Los absorbentes ultravioletas (UV) y otros aditivos mejoran la estabilidad del color, y los inhibidores de la polimerización alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo en las resinas quimioactivadas. (Anusavice, 2004, pág. 402)

Las resinas compuestas dentro de su composición tienen dos elementos principales.

1. **Matriz.** Material de resina plástica que forma una fase continua.
2. **Relleno.** Partículas / fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.

A estos elementos van sumados más componentes, algunos de los cuales le dan la característica a cada variedad de composite.

3. **Agente de conexión o acoplamiento:** que favorece la unión del relleno con la matriz (conocido como Silano).
4. **Sistema activador - iniciador** de la polimerización
5. **Pigmentos** que permiten obtener el color semejante de los dientes.

6. **Inhibidores de la polimerización**, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo (Rodríguez, 2007)

4.1.3.1. Matriz resinosa. Está conformada por monómeros que según la casa comercial pueden ser: de alto peso molecular como BisGMA (bisfenol glicidil metacrilato), UDMA (dimetacrilato de uretano) y de bajo peso molecular como TEGDMA (Dimetacrilato de trietilenglicol) y EGDMA (dimetacrilato de etilenglicol). El monómero de alto peso molecular tiene una alta viscosidad, lo que vuelve al material difícil de manipular, esto se contrarresta adicionándole monómeros de bajo peso. Una ventaja de los monómeros de mayor peso molecular es que sufren menor contracción de polimerización. El Bis-GMA, es el monómero más utilizado en las resinas actuales, sobre todo por su mínima contracción de polimerización y su estabilidad dimensional. (Guillen, 2010, pág. 147 y 148)

En el libro Phillips Ciencia de los materiales dentales detallan que la mayoría de resinas emplean una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos como la Bis-GMA, uno de los ingredientes más utilizados, el trietilenglicol dimetacrilato TEGDMA y el dimetacrilato de uretato UDMA. Estos ingredientes de la matriz de resina son los más empleados para formar estructuras de polímero entrecruzado en los selladores y en las resinas compuestas. (Anusavice, 2004, pág. 402)

De la misma forma continuando con lo antes expuesto, la contracción se produce durante el fraguado, cuando los monómeros, que se encuentran en forma de un agregado de moléculas libres, se juntan para formar cadenas poliméricas que se entrecruzan y ensamblan de forma rígida. Antes de la polimerización, los monómeros se mantienen apenas juntos por fuerzas de Van der Waals, con una mínima energía potencial de separación. Como polímero, las unidades elementales se han conectado mediante uniones covalentes con una energía potencial de separación mínima aproximadamente un 20% más

baja que las que existen en los monómeros que no han reaccionado. Esto hace que durante el fraguado se produzca una gran contracción volumétrica. Asimismo, esta contracción de fraguado produce unas tensiones inevitables en la resina cuando se alcanza un punto tras el que la resina pasa de estado de gel y comienza a endurecer. Estas fuerzas tienden a desarrollarse en la interface del tejido/material compuesto, por ello se debilita la adhesión e incluso se pueden producir grietas en los márgenes de la restauración. Esto conlleva tinciones, caries secundarias y otros problemas clínicos.

4.1.3.2. Partículas de relleno. La adición de partículas de relleno hace que la resina orgánica sea más resistente y resistente al desgaste. También se agregan materiales de relleno para controlar las características de manejo de las resinas compuestas y para reducir la contracción que ocurre cuando la matriz de resinas se polimeriza o fragua. (Hatrik, 2011, pág. 51)

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio. Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radioopacos. En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista. (Hervas Adela, 2006, pág. 217)

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un

tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal). (Rodríguez, 2007, pág. 4)

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a 0.05 μm . (Rodríguez, 2007, pág. 4)

Es de gran importancia resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que, produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal. Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C). Con esto, las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas. (Rodríguez, 2007, pág. 4)

Para Phillips la incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz de resina mejora sustancialmente las propiedades del material, siempre que las partículas estén bien adheridas a la matriz. Si esto no ocurre, estas partículas no actúan como refuerzo sino como debilitadores del material. Debido a la importancia de una buena adhesión de las partículas de relleno. El uso de un agente de conexión eficaz es extremadamente importante para el éxito de un material de resina compuesta. (Anusavice, 2004, pág. 403)

El propósito principal del relleno es reforzar la resina compuesta y reducir la cantidad de material de la matriz. Muchas de las propiedades de las resinas compuestas dentales se han mejorado gracias a un aumento de la carga del relleno. 1) refuerzo de la matriz de resina, que provoca una mayor dureza, resistencia y una disminución del desgaste, 2)

reducción de la contracción de polimerización. 3) reducción de la contracción y expansión térmica, 4) aumento de la viscosidad y por ello mejora en la manipulación. 5) disminución en la absorción de agua, menor reblandecimiento y tinción 6) aumento de la radiopacidad y de la sensibilidad diagnóstica gracias a la incorporación de cristales de estroncio y bario y otros metales pesados que absorben los rayos X. (Anusavice, 2004, pág. 403 y 404)

Otro beneficio de las partículas de relleno es que la contracción de fraguado esta en relación directa con la contracción volumétrica del relleno (carga). A pesar que la contracción varía de una resina compuesta a otra, esta puede ser del 1,5 al 4% del volumen en las 24 horas posteriores al fraguado. Otra ventaja de las resinas compuestas es que presentan menor absorción de agua y menor reblandecimiento en comparación con las resinas sin relleno (Anusavice, 2004, pág. 404)

Las partículas de relleno se producen generalmente por pulverizado o triturado de cuarzo o cristales para obtener partículas de un tamaño que oscila entre los 0,1 y 100um, las partículas de sílice, por debajo del tamaño de la micra de aproximadamente 0,04um; la cantidad de relleno que se puede incorporar a la resina depende de la superficie total del relleno, que depende del tamaño de la partícula. (Anusavice, 2004, pág. 404 y 405)

4.1.3.3. Agente de conexión o acoplamiento. Para mejorar el desempeño de las resinas compuestas se agrega un agente de unión, el silano orgánico. Mediante el proceso de silanización, la carga inorgánica es capaz de unirse químicamente a la matriz orgánica, haciendo que funcionen como un cuerpo único, habiendo transferencia de tensiones entre ellas. (Guillen, 2010, pág. 148)

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano, éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son

hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno. (Martinez, pág. 26)

La unión entre los dos componentes de las resinas compuestas es de gran importancia, debido a que estas serán las que condicionen el buen comportamiento mecánico y físico de las resinas.

Es esencial que las partículas de relleno se adhieran a la matriz de resina. Esto permite que el polímero de la matriz, que es más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno que presentan un módulo más alto (más rigidez). La adhesión entre las dos fases de la resina compuesta la produce el agente de conexión. Un agente de conexión adecuado mejora las propiedades mecánicas y físicas y evita la filtración de agua a lo largo de la interface resina-relleno. A pesar de que se pueden emplear tinatos y zirconatos como agentes de conexión, los que se emplean con más frecuencia son los organosilanos. Los grupos metacrilano organosilano forman uniones covalente con la resina cuando se polimerizan, completando así todo el proceso de conexión. La conexión adecuada mediante organosilanos es vital para las propiedades clínicas de los materiales de restauración a base de resinas compuestas. (Anusavice, 2004, pág. 406)

4.1.3.4. Sistema activador iniciador. Los monómero de monometacrilato y dimetacrilato polimerizan por adición mediante mecanismos iniciados por radicales libres. Los radicales se pueden generar por una activación química o por una energía de activación externa (calor, luz, microondas). Debido a que las resinas odontológicas únicamente requieren activación química o lumínica, o bien una combinación de ambas, solo se abordarán estos dos sistemas. (Anusavice, 2004, pág. 406 y 407)

4.1.3.4.1. Resinas de activación química. Los productos que se activan químicamente se suministran en dos pastas, una de ellas contiene un iniciador de peróxido de benzoílo y la otra contiene un activador de amina terciaria aromática. Cuando las dos pastas se mezclan, la amina reacciona con el peróxido de benzoílo para formar radicales libres, por lo que se inicia la polimerización adicional. Hoy estos materiales se emplean fundamentalmente para la restauración de estructuras grandes que no se pueden polimerizar únicamente con una fuente de luz. (Anusavice, 2004, pág. 407 y 408)

4.1.3.4.2. Resinas de activación por luz. Las primeras resinas de activación por luz emplearon la luz UV como iniciador de los radicales libres. Actualmente, las resinas compuestas de fraguado mediante luz UV se han reemplazado por los sistemas de activación de luz visible azul, que mejoran mucho la profundidad de fraguado y el tiempo de trabajo, y proporcionan mayores ventajas. Debido a estas cualidades, las resinas compuestas fotoactivadas se emplean mucho más que los materiales de activación química. (Anusavice, 2004, pág. 408)

Las resinas compuestas fotopolimerizables se suministran en una sola pasta que está dentro de una jeringa que impide la exposición a la luz. El sistema de iniciación de los radicales libres, que consiste en una amina iniciadora y una sustancia sensible a la luz, se encuentra en esta pasta. Mientras que estos componentes no estén expuestos a la luz, no interactúan. Sin embargo, la exposición a una luz de la región azul produce un estado de excitado del agente fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que inician la polimerización de adición. La canforoquinona es un agente fotosensible que se emplea comúnmente y que absorbe la luz azul con una longitud de onda entre 400 y 500 nm. Se precisa muy poca cantidad de canforoquinona 0,2% o menos en el peso de la pasta. (Anusavice, 2004, pág. 408)

4.1.3.5. Inhibidores. Los inhibidores se añaden a los sistemas de resinas para minimizar o prevenir la polimerización accidental o espontánea de los monómeros. Si se forman radicales libres en el caso por ejemplo, de una exposición accidental a la luz ambiental mientras se está dispensando el material, los inhibidores reaccionan con los radicales libres mucho más de prisa que los radicales libres reaccionan con el monómero. Esto interrumpe una reacción en cadena mediante la inhibición de la reacción antes de que los radicales libres sean capaces de iniciar la polimerización. Después de que todos los inhibidores se hayan consumido, comienza la reacción en cadena. Un inhibidor típico es el hidroxilotueno butilado, empleado a una concentración del 0,01% en peso. El hidroxilotueno butilano y otros captadores de radicales libres también se emplean como conservantes alimentarios evitando que ésta se oxide y se ponga rancia. Estos inhibidores tienen dos funciones; aumentar la vida media de almacenamiento de las resinas compuestas y garantizar un tiempo de trabajo adecuado. (Anusavice, 2004, pág. 408)

4.1.3.6. Modificadores ópticos. Para que las resinas compuestas tengan una apariencia natural, deben tener unas propiedades de tonos y translucidez semejantes a la estructura dental. La tonalidad se logra mediante la adición de diferentes pigmentos. Estos pigmentos normalmente son cantidades minúsculas de partículas de óxidos de metal. La translucidez y opacidad se ajustan lo necesario para parecerse a las de la dentina y el esmalte. Es importante darse cuenta de que todos los modificadores ópticos afectan a la transmisión de la luz a través de la resina compuesta es por ello que cuando se emplean tonalidades más oscuras o bien existe mayor opacidad, la profundidad de fraguado disminuye, por lo que o bien aumentamos el tiempo de exposición o bien debemos poner una capa más fina de resina compuesta durante el fraguado. (Anusavice, 2004, pág. 409 y 410)

4.1.4. Clasificación de las resinas compuestas. Según los autores hay diversas clasificaciones de las resinas compuestas, en el presente análisis hablaremos de cada una de ellas.

Las resinas compuestas se clasifican en función del tamaño medio del componente principal del relleno. También hay otros factores importantes como la distribución del relleno, el índice de refracción, la radiopacidad y la dureza del relleno. (Anusavice, 2004, pág. 405)

4.1.4.1. Clasificación cronológica. Esta clasificación se de acuerdo a su fecha de aparición, y hasta la actualidad los autores lo clasifican en seis generaciones de resinas compuestas.

- Primera generación.
- Segunda generación.
- Tercera generación.
- Cuarta generación
- Quinta generación.
- Sexta generación

4.1.4.1.1. Primera Generación. Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo de macropartículas de 8 a 10 μm en promedio en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Mejoraron la resistencia al desgaste pero no tenían buena capacidad de pulido y se pigmentaban rápidamente.

En la actualidad no se cuenta con productos comerciales de esta generación. (Tauquino Alvarez, 2002, pág. 7)

4.1.4.1.2. Segunda Generación. En esta generación en las resinas compuestas se aumentó el porcentaje de la fase orgánica, esta es la generación de las resinas de micropartícula. Inicialmente tuvieron un tamaño promedio de 0.04 μm . Actualmente se usan tamaños ligeramente mayores, 0.05 a 0.1 μm , de todas formas de dispersión coloidal no visible al ojo humano.

La adición de estas micropartículas coloidales torna el material extremadamente viscoso y difícil de manipular es por eso que se han creado formas de realizarla sin que comprometa las propiedades físicas. Con esta generación mejoraron la capacidad de pulido pero disminuyó la resistencia al desgaste al tener que aumentar la proporción de matriz. (Tauquino Alvarez, 2002, pág. 7 y 8)

4.1.4.1.3. Tercera Generación. Corresponde a los híbridos, donde se incluyen en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula de micro y partícula pequeña de diferente composición química.

La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la tersura superficial y la capacidad de pulimento, problema inherente a las primeras fórmulas de macropartículas, que no podían pulirse, ocasionando superficies rugosas aptas para el anclaje de pigmentos y placa. (Tauquino Alvarez, 2002, pág. 8)

4.1.4.1.4. Cuarta Generación. Corresponde al grupo de resinas compuestas las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores (Tauquino Alvarez, 2002, pág. 8).

En este grupo generacional de resinas se tiene una mejoría en la estructura de la resina.

4.1.4.1.5. Quinta Generación. Son resinas compuestas para posteriores, para ser utilizadas en forma indirecta, procesadas con calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión, etc. (Tauquino Alvarez, 2002, pág. 9).

4.1.4.1.6. Sexta Generación. Son los sistemas contemporáneos llamados también resinas compuestas microhíbridas.

Dentro de las características especiales de las resinas compuestas actuales podemos nombrar:

- Gran variedad de colores (selección adecuada mediante guías de colores Vita o Chromascop) y capacidad de mimetización con la estructura dentaria.
 - Estabilidad de color duradera.
 - Menor contracción de polimerización.
 - Baja sorción de agua.
 - Excelentes características de pulimento y texturización.
 - Abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias.
 - Coeficiente de expansión térmica bastante cercano al de la estructura dentaria.
 - Fórmulas de uso universal tanto para el sector anterior como para el posterior.
 - Diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices (colores), características de fluorescencia y opalescencia lo cual asegura máxima estética.
- (Tauquino Alvarez, 2002, pág. 9 y 10)

4.1.4.2. Clasificación según su sistema de activación.

4.1.4.2.1. Resinas compuestas de autocurado. En el proceso de activación química, una amina terciaria aromática es quien activa la reacción de polimerización, que al actuar sobre el peróxido de benzoilo, permite la producción de radicales libres que reaccionarán sobre el monómero en el inicio del proceso, a temperatura ambiente. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 46)

4.1.4.2.2. Resinas compuestas de fotocurado. Corresponde a los sistemas activados por luz visible. En estos sistemas una luz halógena, de longitud entre los 410 y 500 nm., activa a una α - dicetona, la canforoquinona, que en presencia de una amina alifática, inicia la reacción de polimerización. En otras palabras, los fotones actúan sobre la canforoquinona, que reacciona liberando radicales libres, los que a su vez inician el proceso de polimerización del monómero presente. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 46)

Las resinas compuestas foto activadas poseen numerosas ventajas en comparación a las resinas compuestas de auto polimerización, entre las cuales se puede mencionar la menor cantidad de monómero residual que se encuentra posterior al proceso de polimerización, un proceso de polimerización más rápido, la capacidad que posee la luz de atravesar las estructuras dentarias, y proporcionar una mayor estabilidad de color. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 46)

Este tipo de resinas son las más utilizadas en la actualidad.

4.1.4.2.3. Resinas compuestas de activación dual. Corresponden a la combinación de distintos sistemas de polimerización, tales como calor – presión, luz – presión, calor – luz, o foto – auto polimerización, siendo esta última combinación la más utilizada hoy en día en

las resinas compuestas destinadas a la fijación de estructuras indirectas en boca. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 46)

4.1.4.2.4. Resinas compuestas termoactivadas. Corresponde a la activación por calor o por un alza en la temperatura del material previamente moldeado y por esta razón son utilizadas principalmente como material para la confección de estructuras indirectas. Sin embargo, la clasificación más usada para las resinas compuestas es aquella basada en el tamaño de sus partículas de relleno. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 46)

4.1.4.3. Clasificación según su consistencia.

4.1.4.3.1. Resinas compuestas convencionales. Es un grupo de resinas compuestas que poseen una viscosidad intermedia. Característica dada por la cantidad de relleno presenten en su estructura, lo que corresponde a un 72% - 82% en peso, y a un 60% - 68% en volumen. Tiene un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 47)

Las resinas compuestas tradicionales o convencionales tienen un tamaño relativamente grande de las partículas de relleno. Este grupo de resinas se desarrolló durante los años 70 y se modificó ligeramente a lo largo de los años. (Anusavice, 2004, pág. 418)

4.1.4.3.2. Resinas compuestas condensables. Son aquellos composites con una estructura similar a la de cualquier resina, donde la porción inorgánica o de relleno constituye el 77% a 83% en peso y 65% a 71% en volumen. Poseen una malla polimérica rígida, lo que brinda una viscosidad similar a la de la amalgama. Debido a su alto contenido de relleno, es necesario condensar el material para lograr su adaptación a la cavidad a restaurar. Son altamente resistentes a la fatiga y al desgaste, con un alto módulo de elasticidad que hace que se comporten como resinas rígidas. Tiene ventajas como:

posibilidad de ser condesadas, mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico/mecánico es similar al de la amalgama de plata, superando al de los composites híbridos. Pero su comportamiento clínico, según estudios de seguimiento es similar al de los composites híbridos. Un inconveniente que presentan es la difícil adaptación entre capas de composite, así como la dificultad en su manipulación y poca estética en restauraciones de dientes anteriores. Indicado para restauraciones de clase II. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 47)

4.1.4.3.3. Resinas compuestas fluidas. Tauquino en su investigación describe a las resinas fluidas: que también son conocidas como resinas Flow, aparecieron a fines del año 1996 y poseen una fórmula similar a las de las resinas compuestas híbridas, pero con una proporción de carga de 51% a 65% en peso y 36% a 50% en volumen, con un tamaño de partículas que van desde apenas 0.04um a 2.23um que la transforma en una resina elástica, con bajo módulo de elasticidad y bastante flexible, capaz de adaptarse muy bien a los ángulos cavitarios por su gran escurrimiento. Son radiopacas, translúcidas, de fácil pulido y con alto índice de desgaste, sin embargo, uno de sus principales inconvenientes radica en la contracción que sufren durante la fotoactivación, debido a la poca proporción de carga. (Tauquino Alvarez, 2002, págs. 10, 11)

En esta clasificación se menciona que: son resinas compuestas de baja viscosidad, llegando a ser más fluida que la resina compuesta convencional. Para lograr esta característica, se disminuyó el porcentaje de relleno inorgánico y se eliminó de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos, consiguiendo mejorar su manipulación. La cantidad de rellano que poseen es de 51% a 65% en peso y de 36% a 50% en volumen. Esto les confiere un bajo módulo de elasticidad y una gran flexibilidad. Son de fácil pulido y poseen una baja resistencia al desgaste. También producen alta

humectabilidad de la superficie dental, asegurando la penetración en todas las irregularidades del sustrato dentario, formando espesores de capa mínimos que eliminan el atrapamiento o inclusión de aire en su interior. (Huayhua Revollo, 2013, págs. 47, 48)

Estas características la hacen un material de elección para:

- Restauraciones preventivas (sellado de fosas, surcos, puntos y fisuras), constituyendo su principal indicación clínica.
- Sellado superficial luego del regrabado final. Algunos operadores acostumbran realizarla una vez terminada la obturación reemplazando dentina debajo de una resina microhíbrida en defectos cervicales por sobrecarga oclusal.
- Como liner debajo de un sistema condensable, por su capacidad de escurrimiento y adaptación a las paredes cavitarias, sin embargo la gran contracción de polimerización que sufren los sistemas fluidos por su bajo contenido de relleno inorgánico hace que sean desaconejados para este uso por algunos autores.
- Restauraciones para clase III y pequeños defectos estructurales.
- Restauración en casos de abfracción cervical.
- Cementantes de carillas veneers. (Tauquino Alvarez, 2002, pág. 11)

Una modificación de las resinas compuestas de partícula pequeña y las híbridas han originado la denominada resina compuesta fluida. A estas resinas se les ha reducido el nivel de relleno para que tengan una consistencia que haga que el material fluya fácilmente, se extienda de manera uniforme y se adapte íntimamente a la forma cavitaria para que se reproduzca la anatomía dental deseada. La reducción en el relleno las hace más susceptible al desgaste, aunque mejora la capacidad del clínico de realizar una base cavitaria o recubrimiento bien adaptado, sobre todo en las preparaciones de clase II y en

aquellas situaciones de acceso difícil. Debido a esta gran facilidad de adaptación y a su mayor flexibilidad una vez que han fraguado, las resinas compuestas fluidas son útiles en las restauraciones de clases II, en la zona gingival. Otra aplicación es la restauración mínima de clase I para prevenir la caries, usada de forma similar a los selladores de fisuras.

Las resinas compuestas fluidas están también indicadas en el caso de mal acceso y muy poca o ninguna exposición al desgaste, y se requiere una adaptación excelente. (Anusavice, 2004, pág. 428)

4.1.4.4. Clasificación de las resinas compuestas según el tipo de relleno

Clasificación realizada de acuerdo al tamaño de partículas.

- Resinas compuestas de macrorrelleno.
- Resinas compuestas de microrrelleno.
- Resinas compuestas híbridas.
- Resinas compuestas microhíbridas.
- Resinas compuestas de nanorrelleno.
- Resinas compuestas nanohíbridas.

4.1.4.4.1. Resinas compuestas de macrorrelleno. Aquí el tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 10-20um, también pudiendo encontrar partículas de hasta 100um, este material fue uno de los primeros en el comercio, ya que pese a sus buenas propiedades mecánicas su resistencia al desgaste era baja, presentaba poca estética por su rugosidad superficial y el pulido muy dificultoso debido a que se pigmentaba con facilidad. (Jácome, 2015, pág. 10)

Conocidas también con el nombre de resinas compuestas tradicionales, convencionales o de macrorrelleno; éstas tienen un tamaño relativamente grande de las partículas de relleno. Este grupo de resinas se desarrolló durante los años 70 y se modificó ligeramente a lo largo de los años. El relleno que se utiliza con más frecuencia en estos materiales es el sílice amorfo pulverizado y el cuarzo. El tamaño de las partículas tiene un promedio entre 8 a 12µm pudiendo encontrar partículas de hasta 50µm. La carga de relleno es por lo general del 70 al 80% en peso o del 60 al 70% de volumen. Las partículas de relleno expuestas, algunas de gran tamaño, están rodeadas de cantidades relativamente grandes de matriz de resina. (Anusavice, 2004, págs. 419, 420)

La principal desventaja clínica de las resinas compuestas tradicionales es la superficie rugosa que se produce como consecuencia del desgaste por abrasión de la matriz de resina blanda que deja al descubierto las partículas de relleno más resistentes al desgaste, de forma que estas partículas sobresalen de la superficie. El pulido de estas restauraciones crea una superficie rugosa, así como también la originan con el tiempo el cepillado dental y el desgaste masticatorio. Estas restauraciones tienen tendencia a la pigmentación. La fractura no es un problema frecuente. Presenta poca resistencia al desgaste por oclusión, lo que constituye un problema clínico. (Anusavice, 2004, pág. 421)

4.1.4.4.2. Resinas compuestas de microrrelleno. Los inconvenientes de las resinas compuestas tradicionales y de partículas pequeñas, como la rugosidad de la superficie y la baja translucidez se han superado cuando se emplean partículas sílice coloidal como relleno inorgánico. Estas partículas tienen un tamaño individual aproximado de 0,04µm (40nm). Este valor es 1/10 de la longitud de onda de la luz visible y de 200 a 300 veces más pequeño que el tamaño medio de las partículas de las resinas compuestas tradicionales. Presenta una apariencia superficial muy suave. Estas partículas de sílice

coloidal tienen tendencia a la aglomeración. El rango en el tamaño de estos aglomerados puede variar de 0.04 a 0,4um. (Anusavice, 2004, pág. 413)

Estas resinas se introdujeron en el mercado para resolver problemas estéticos que presentaban las resinas de macrorelleno, su tamaño de partícula tenían un promedio de 0,4um con un rango entre 0.01 a 0.05um. por su bajo relleno inorgánico sus propiedades mecánicas también eran bajas, en vista de esto se usaba en zonas de gran necesidad mecánica como zonas oclusales en el sector posterior. (Jácome, 2015, pág. 10)

Por lo general, las resinas compuestas de microrrelleno tienen propiedades físicas y mecánicas inferiores a las resinas compuestas tradicionales. Debido a que el 40 – 80% del volumen del material lo constituyen la resina. La gran desproporción entre resina y relleno inorgánico da lugar a una mayor absorción de agua, a un mayor coeficiente de expansión térmica y a una disminución del módulo elástico. Además hay una disminución de la resistencia a la tracción debido a la unión débil entre las partículas prepolimerizadas y la matriz de resina clínicamente fraguable. Sin embargo, las resinas compuestas de microrrelleno presentan una resistencia a desgaste notable durante varios años. Pero a largo plazo, si las resinas compuestas de microrrelleno se colocan en zonas con gran desgaste, normalmente empiezan a romperse o a desgastarse demasiado rápido como para ser clínicamente aceptables. Si se colocan en zonas de contacto interproximal de los dientes anteriores pueden ocurrir fenómenos de “deriva”. Presentan un mejor terminado de superficie lisa en todas las restauraciones estética. (Anusavice, 2004, págs. 425, 426)

4.1.4.4.3. Resinas compuestas híbridas. Desde su introducción en el mercado con el objetivo de reunir las propiedades mecánicas y físicas de las partículas de macrorelleno con el pulido de las partículas de microrelleno, obteniendo partículas de relleno de tamaños entre 15 a 20um y 0,01 a 0,05um. (Jácome, 2015, pág. 10)

Esta categoría de resinas compuestas surgió en un esfuerzo para obtener superficies más lisas que las obtenidas por las resinas compuestas de partícula pequeña, pero intentando no perder las propiedades beneficiosas de estas últimas. Debido a su característica de superficie lisa y gran estética se utilizan para restauraciones en el sector anterior. Como su nombre lo indica hay dos clases de partículas de relleno en este tipo de materiales. Las partículas de relleno más modernas las constituyen el sílice coloidal y partículas de vidrio triturado que contienen metales pesados, lo que las hace tener un contenido total de relleno de aproximadamente 75% - 80% en peso. Estos cristales tienen un tamaño de partícula medio entre 0,4 y 1µm. La distribución típica es del 75% de las partículas trituradas con un tamaño menor a 1µm. El sílice coloidal representa de 10 a 20% en peso del contenido total del relleno. En este caso, el microrrelleno también interviene de una manera importante en las propiedades. El menor tamaño de las partículas, así como la gran cantidad de las mismas, hace que se aumente la superficie, por lo tanto, el contenido total de este relleno no es tan alto como en algunas resinas compuestas de partícula pequeña. Las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales normalmente oscilan entre las resinas compuestas tradicionales y las de partícula pequeña, pero siendo superiores a las resinas de microrrelleno; y como sus partículas de relleno contienen átomos de metales pesados, tienen suficiente radiopacidad como para la detección radiográfica de caries secundarias y otros tipos de diagnósticos radiológicos. (Anusavice, 2004, pág. 427)

Resinas que gracias a su menor tamaño de partícula tienen grandes propiedades físicas.

4.1.4.4. Resinas compuestas microhíbridas. Con la aparición de las resinas microhíbridas se mejoraron las propiedades estéticas conservando las propiedades mecánicas de las anteriores predecesoras; el tamaño promedio de las partículas es de 0,4 a 0,9µm, estas partículas permiten una superficie mejor pulida con buena resistencia

mecánica y textura superficial, siendo empleadas en el sector anterior y posterior. (Jácome, 2015, pág. 10)

4.1.4.4.5. Resinas compuestas de nanorelleno. Su relleno inorgánico presentan partículas esferoidales de nanorelleno de estroncio vítreo cuyo tamaño varía entre, 5nm y 100nm, y por el gran contenido de partículas de relleno mejora el pulido y acabado de las restauraciones, también logra mejores propiedades mecánicas para ser utilizadas en el sector anteroposterior de los diente a restaurar. (Jácome, 2015, pág. 10)

4.1.4.4.6. Resinas compuestas nanohíbridas. Las resinas nano-híbridas son resinas muy similares a las micro-híbridas, pero con mezcla de micropartículas y nanopartículas, no son puramente nanoparticuladas. Estas resinas, contienen partículas de vidrio de tamaño mediano, menor que las micro-híbridas. Esto garantiza a las resinas nano-híbridas un pulido excelente y, aún buenas propiedades mecánicas, similares a las micro-híbridas. Esto hace que las resinas nano-híbridas sean también clasificadas como "universales", o sea, pueden ser utilizadas en dientes anteriores y posteriores. Para garantizar la misma concentración en volumen de las partículas de carga, muchas de ellas poseen también pre-polímeros de tamaños reducidos, lo que va a conferir un buen pulido y reducir la cantidad de matriz orgánica. Clínicamente, las resinas nano-híbridas poseen propiedades estéticas excelentes, con buen pulido, una gran variedad de colores y baja viscosidad. (Surya Dental, 2016, pág. 1)

Son resinas compuestas híbridas que tienen nanopartículas de circonio, sílice o nanosílice con un tamaño entre 5nm y 100nm. Autores mencionan que para mejorar propiedades como el pulido, estética y reducir la contracción de polimerización y lograr una gran resistencia mecánica se puede adicionar partículas de tamaño mayor 0.6um a 1um. (Jácome, 2015, pág. 10)

Las resinas nano-híbridas al estar constituidas por micro partículas van a generar una contracción menor en el momento de la polimerización y por lo tanto generan menor estrés de contracción en la restauración, menor flexión cuspea y sobre todo disminución notable tanto macro como microscópica de las fisuras que se forman entre la interfase diente- restauración a nivel de los bordes adamantinos, garantizando de esta manera la vida útil de las restauraciones. (Guerrero, 2017, pág. 3)

Las resinas Nanohíbridas incluyen en su estructura partículas de relleno nanométricas que contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μ m), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. (Santa Cruz, 2011, pág. 30)

Las partículas de relleno son esféricas y tienen una dispersión de tamaño muy baja, y se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal. La carga de relleno es aproximadamente de 75 a 85% en peso (60% en volumen). Las partículas de relleno están constituidas por vidrio de estroncio silanizado, vidrio de bario silanizado y ácido silícico amorfohidrofobizado. Estas resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo sus propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. (Santa Cruz, 2011, pág. 31)

La nanotecnología en resinas compuestas, sus partículas de relleno son inferiores a 100nm, su porción inorgánica está compuesto por partículas de relleno entre 25 a 75nm; ayudando a mejorar sus propiedades físicas, mejor estética y mejor retención del pulido. (3m, pág. 1)

4.1.5. Propiedades físicas de las resinas compuestas. Las propiedades de un compuesto dental dependen de su clase de matriz, el acoplamiento silánico que se da entre la matriz resinosa y el relleno inorgánico y también del tipo, tamaño y porcentaje de las partículas presentes en el relleno. (Mount, 1999)

4.1.5.1. Variación dimensional térmica. Se trata del cambio de dimensión de un material cuando su temperatura varía. Lo que requiere es que el coeficiente del material restaurador sea lo más similar posible al de los tejidos dentarios. En caso de que esto no suceda, al producirse una variación brusca de temperatura intrabucal (como por ejemplo, comer helado) el material restaurador se contraerá más que el diente, consecuentemente generando una tensión que puede producir una separación a nivel de la interfase diente-restauración, con el consiguiente efecto de la penetración de los fluidos bucales en este espacio. Al normalizarse la temperatura intraoral la restauración retorna a su volumen original, expulsando de la interfase los fluidos que previamente se habían filtrado. Estas acciones ejecutadas de manera repetitiva, genera un bombeo con aspiración y expulsión de fluidos y materia orgánica al interior de la fase diente-restauración. Este fenómeno es denominado percolación y puede tener como consecuencia recidivas de caries e irritación pulpar. Este fenómeno mencionado está presente en mayor o menor medida dependiendo de la similitud de los coeficientes de variación dimensional térmica del diente y del material de restauración. (Huayhua Revollo, 2013, págs. 50, 51)

En resumen la variación dimensional térmica no es nada más que: la velocidad con que se da el cambio dimensional por el cambio de temperatura. Mientras más cerca este el coeficiente de expansión térmica que presentan las resinas del coeficiente de los tejidos dentarios, existe menos probabilidad de la formación de brechas marginales que se puede producir entre un diente y su restauración, al cambiar de temperatura. Un bajo coeficiente

de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, siendo esto muy significativo, en vista que las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que oscilan entre los 0°C hasta los 60°C. (Revilla Quispe, 2011, pág. 26)

4.1.5.2. Conductividad térmica. Esta propiedad consiste en, que la resina compuesta transmite las temperaturas frías y calientes en forma muy parecida a la estructura del diente. Es por ello que su conductividad térmica es compatible con el diente y mucho menor que la del metal, como por ejemplo la amalgama o a su vez el oro. Tornándose en este caso como un material protector biológico para la pulpa dental. (Hatrik Carol, 2012, pág. 55)

4.1.5.3. Sorción acuosa. Las resinas dentales al estar en un medio húmedo, con el tiempo, la matriz de resina absorbe agua de la cavidad bucal. A mayor contenido de resina, más agua absorbe. Por lo cual las microfibrillas y fluidos tienden a absorber más agua. Esta agua absorbida ablanda la matriz de la resina, posterior conduciendo a la degradación gradual del material (llamada hidrólisis). El agua también produce cierta expansión (expansión hidroscópica) del compuesto durante la primera semana siguiente a la colocación. (Hatrik Carol, 2012, pág. 55)

En otra definición la sorción acuosa, es la cantidad de agua absorbida sobre la superficie de un material y la absorbida al interior del mismo. En las resinas compuestas la presencia de sorción acuosa se traduce clínicamente en una expansión higroscópica, la cual podemos minimizar en la medida que el monómero de la resina compuesta sea de mayor peso molecular. Por lo consiguiente debe existir una buena adhesión entre la fase matriz y la fase dispersa mediante el agente de unión, en vista que si este se encuentra deteriorada,

aumenta la porción acuosa y por ende su expansión higroscópica. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 51)

4.1.5.4. Módulo de Elasticidad. En otros términos conocido como módulo elástico (también haciendo referencia al módulo de Young o módulo $-e$) es la rigidez del compuesto y se determina por la cantidad de relleno. Mientras mayor sea el volumen de relleno, más rígido (mayor modulo elástico) y más resistente será la restauración. Esta propiedad es importante para la selección del tipo de compuesto. Un gran ejemplo es, una restauración oclusal en un diente posterior debe tener mayor resistencia al desgaste que una restauración gingival clase V. En realidad, es probable que el material más rígido esté contraindicado en los márgenes gingivales porque no tienen la flexibilidad necesaria en esas áreas. Los composites con microrellenos y los fluidos tienen menos partículas y más resina. Se deforman con más facilidad con la función, por lo que se rompen con facilidad. (Hatrik Carol, 2012, pág. 55)

El módulo de elasticidad expresa la rigidez de un material dado. Para las resinas compuestas depende de la cantidad de relleno y del grado de polimerización de la fase matriz, aumentando exponencialmente con el porcentaje de la fracción volumétrica del relleno. Es por eso que, las resinas compuestas convencionales al ser más rígidas, soportan mejor las fuerzas de mordida intensas, mientras que para zonas donde predominan fuerzas de deflexión, como en la zona cervical de una pieza dentaria, funciona mejor una resina compuesta de microrelleno. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 52)

4.1.5.5. Resistencia a la compresión y a la tracción. Al hablar de resistencia a la compresión y a la tracción, son muy similares a los de la dentina. Esta propiedad está relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: Es decir a mayor

tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción. (Revilla Quispe, 2011, pág. 27)

Otro investigador nos menciona que la resistencia a la compresión y a la tracción es directamente proporcional a la cantidad de relleno inorgánico presente en la resina compuesta y al grado de polimerización de la matriz. A su vez depende del tamaño de las partículas de relleno. Las resinas compuestas híbridas poseen una mayor resistencia a la compresión que las de microrelleno debido a que estas últimas no logran incorporar en su masa una alta cantidad de partículas de relleno. Así mismo, las resinas compuestas híbridas poseen una mayor resistencia a la compresión que las más convencionales, esto sucede debido a que para un mismo porcentaje de relleno, la disminución del tamaño de partículas se traduce en un incremento de la resistencia a la compresión. (Huayhua Revollo, 2013, pág. 52)

4.1.5.6. Estabilidad de color. Todas las resinas compuestas sufren alteraciones de color, esto sucede debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales se relacionan con la penetración de colorantes que provienen principalmente de los alimentos, cigarrillos, hábitos que desarrolla el paciente como la mala higiene bucal ocasionan la pigmentación de la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como son las aminas terciarias. Es muy importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color en comparación con aquellas que son químicamente activadas. (Revilla Quispe, 2011, pág. 28)

4.1.5.7. Radiopacidad. A las resinas compuestas se les agrega metales como el litio, bario o estroncio al relleno para que la restauración sea más opaca cuando se visualiza en una radiografía. Sin embargo, los materiales compuestos antiguos no tenían este indicativo

y se veían radiolúcidos en las radiografías. Los odontólogos tenían dificultad para determinar si había caries recurrente por el color de los compuestos radiolúcidos, ya que la caries también tiene apariencia radiolúcida en las radiografías. El cuarzo no es un material radiopaco, pero a veces se usa como relleno para los compuestos usados en la parte anterior de la boca porque tienen buenas propiedades ópticas que mejoran la concordancia de color con el diente. Hace que la luz se transmita con más facilidad a través de la restauración y capta la coloración de la estructura dental circundante, de esta manera mejora la concordancia de color. (Hatrik Carol, 2012, pág. 55 y 56)

Para Revilla, en su artículo publicado menciona que la radiopacidad de los materiales de restauración conformados por resina, se obtiene mediante la incorporación de elementos radiopacos como: bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, estos elementos agregados permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de una restauración. (Revilla Quispe, 2011, págs. 28, 29)

Las resinas compuestas son radiolúcidas por sí mismas. Por ello, no se puede conseguir un contraste radiográfico adecuado, no se detectan los problemas de filtración marginal, caries secundaria, contactos proximales y desgaste de las superficies proximales inadecuadas. Así la radiopacidad es una propiedad particularmente importante en los materiales de restauración en el sector posterior. La radiopacidad se debe a los átomos de metales pesados contenidos en ciertas partículas de relleno de vidrio. A pesar de que no todas las resinas compuestas son radiopacas, la mayoría muestra una superficie de radiopacidad para que este problema no se presente. Es importante destacar que algunas resinas fluidas son todavía radiolúcidas, por lo que se debe tener cuidado cuando se emplean para obturar las cajas proximales. Para que se logre un óptimo contraste para el diagnóstico, la radiopacidad de la restauración debe ser casi igual a la del esmalte, o sea

dos veces la de la dentina. Se ha determinado un amplio margen en los valores de radiopacidad para considerarla adecuada, sin embargo cuando se excede demasiado de la radiopacidad del esmalte, se puede llegar a enmascarar las zonas radiolúcidas que se forman en la interfase o incluso caries secundarias. (Anusavice, 2004, pág. 430 y 431)

4.1.5.8. Contracción de polimerización. Esto se refiere a la reducción de tamaño que ocurre cuando el compuesto se cura (polimeriza). Cuando la matriz de resina se cura, por lo general se encoge y se separa de las paredes de la cavidad. En últimas investigaciones se ha revelado que los composites curados por compuestos químicos se curan hacia el centro del volumen del material y los materiales fotocurados tienen esa tendencia, pero también están influidos por la forma de la cavidad (factor de configuración o factor C) y el tamaño de la misma, con influencia mínima de la localización de la luz. (Hatrik Carol, 2012, pág. 55)

El compuesto que se encoge tiende a ser atraído a las paredes adheridas. Cuando el compuesto se coloca y cura en una preparación que tiene dos paredes opuestas, por ejemplo una pared clase II o I con paredes bucal y lingual, el compuesto que se encoge ejerce tensión sobre las uniones con ambas paredes y podría separarse de una de ellas. Esto causará microfiltración de líquido y bacterias en los márgenes y caries recurrente. El compuesto en encogimiento que está bien unido con las paredes bucal y lingual de la cavidad también ejerce tensión en las cúspides del diente causa molestia cuando el paciente muerde. Mientras mayor sea el contenido de resina del compuesto, más encoge. Por lo tanto los compuestos con microrelleno se encogen más que los híbridos y los compactables. (Hatrik Carol, 2012, pág. 55)

Los efectos del encogimiento por polimerización pueden minimizarse si se coloca la restauración en capas de incremento pequeñas para evitar unir las paredes opuestas con un

incremento y se curan cada capa por separado. Otro método alternativo para manejar el encogimiento en la cavidad es hacer una restauración indirecta. El encogimiento ocurrirá en la restauración antes de ser colocada en el diente; luego se cementa en su sitio con una capa delgada de un cemento compuesto de baja viscosidad, como el usado para cementar carillas, esta delgada capa será la que experimente el encogimiento pero en cantidades mínimas. (Hatrik Carol, 2012, pág. 55)

Otros investigadores manifiestan que la contracción de polimerización es el mayor inconveniente que presentan estos materiales de restauración. Las moléculas de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4nm (distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5nm (distancia de unión covalente). Ese acercamiento o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca reducción volumétrica del material. La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias. (Huayhua Revolledo, 2013, pág. 53)

4.1.6. Polimerización de la resinas. La polimerización es la reacción química que ocurre que ocurre cuando moléculas de resina de bajo peso molecular, llamadas monómeros, se unen para formar moléculas de cadenas largas y alto peso molecular, los polímeros. Para las resinas compuestas, el proceso de polimerización puede ser activado por medios químicos, por luz o por una combinación de ambos (curación doble). En la polimerización por cualquiera de los métodos, un activador (químico o lumínico) induce a una molécula iniciadora para que forme radicales libres (moléculas con carga elevada que tienen electrones noes). Los monómeros (llamados metacrilatos, o sea bis-GMA) tienen

grupos funcionales con enlaces dobles entre carbonos (C=c). Los radicales libres rompen uno de los enlaces dobles entre carbonos para formar un enlace sencillo y otro radical libre. Este radical libre puede producir la misma reacción con otro monómero y agregarlo a la cadena de polímero (se denomina polimerización por adición). Conforme los monómeros se unen en cadenas, el volumen de la resina disminuye, por lo que el resultado neto es el encogimiento (encogimiento por polimerización). Las cadenas de polímeros tienen pequeños grupos de átomos que cuelgan a los lados. Cuando los grupos colaterales de las cadenas de polímeros adyacentes comparten electrones, forman enlaces covalentes que unen (forman enlaces cruzados) las cadenas. La formación de enlaces cruzados de los polímeros produce un material mucho más fuerte y rígido que el formado con polímeros de cadenas sencillas. (Hatrik Carol, 2012, pág. 52)

4.1.6.1. Activación química. Como ya se trató con anterioridad, las primeras resinas compuestas se fraguaban mediante un proceso de polimerización de activación química. Este proceso recibía el nombre de fraguado en frío o autopolimerización. La polimerización mediante activación química se inicia cuando se mezclan dos pastas justo antes de su uso. Durante el mezclado, es casi imposible evitar la incorporación de aire, que entra en la mezcla en forma de poros que fragilizan la estructura y atrapan oxígeno; éste último es un inhibidor de la polimerización. Otro problema en la activación química es que el operador no tiene control sobre el tiempo de trabajo una vez que se han mezclado los dos componentes. Así pues la inserción y el modelado se deben realizar de una forma rápida una vez que se han mezclado los componentes de la resina. (Anusavice, 2004, pág. 410)

Las resinas curadas por medios químicos o las resinas compuestas de curación autónoma, son sistemas de dos pastas que se presentan en frascos, jeringas o cartuchos, una

pasta, que es la base contiene el compuesto y peróxido de benzoílo como iniciador. La otra pasta, llamada catalizador, contiene el compuesto y una amina terciaria como activador. Se mezclan partes iguales de estas dos pastas y comienza la reacción de polimerización. La reacción podría completarse en muy poco tiempo, pero se agregan sustancias llamadas inhibidores a ambas pastas para enlentecer la reacción. El operador tiene un tiempo limitado para colocar la restauración antes que se vuelva rígida para manipularla. Una vez que ocurre el asentamiento inicial, el material no debe manipularse, de lo contrario las propiedades de la restauración se degradan. Por lo general, los compuestos que se suministran en frascos o jeringas incluyen barritas desechables para hacer la mezcla. Como las dos pastas deben mezclarse en forma manual, es posible que se incorpore aire al material, lo que causa huecos o porosidad en la restauración. Los compuestos en cartuchos se presentan con puntas mezcladoras que combinan en forma automática las dos pastas conforme se expulsan del cartucho. El automezclado reduce mucho la introducción de aire al compuesto mixto. Los compuestos encontrados más a menudo en cartuchos son los que se usan como materiales centrales para coronas. Los materiales centrales también se presentan en frascos o jeringas. (Hatrik Carol, 2012, pág. 52)

4.1.6.2. Activación por luz. Para resolver los problemas de la activación química, los fabricantes diseñaron resinas que no requerían mezclarse. Esto se logró gracias al empleo de un sistema iniciador fotosensible y una fuente lumínica de activación. (Anusavice, 2004, pág. 410)

A parte de evitar el problema de porosidad de las resinas de activación química, las resinas fotoactivadas también permiten al operador completar la inserción y el modelado antes que comience el fraguado. Más aún, cuando el proceso de fraguado se inicia, se precisan 40 segundos o menos de exposición para fotopolimerizar una capa de 2mm de

grosor, y no el tiempo de varios minutos que se requieren para los materiales de activación química. Otra ventaja de los sistemas es que no son tan sensibles a la inhibición por oxígeno como los sistemas de activación química. Sin embargo, hay otras limitaciones sustanciales en el empleo de las resinas compuestas fotopolimerizables. En primer lugar se deben colocar de forma incremental y no poner más de 2 a 3 mm de capa, ya que podría haber una penetración de luz limitada. Es por esto por lo que las resinas compuestas fotopolimerizables necesitan más tiempo cuando se emplean para grandes reconstrucciones. Otro inconveniente incluye un mayor coste de las unidades de fotopolimerización. (Anusavice, 2004, pág. 410)

Las resinas compuestas con fotocuración son el tipo más usual de resina compuesta usado en la práctica privada. Muchos odontólogos prefieren la resina compuesta con fotocuración porque no requiere de mezcla y el operador puede controlar el tiempo de trabajo, ya que decide cuándo aplicar la luz para curación. Estos materiales se activan con una luz intensa visible en el intervalo de la longitud de onda azul. La luz azul con una longitud de onda cercana a 470 nanómetros (nm) activa un iniciador (canforoquinona) que en presencia de un acelerador (una amina orgánica), hace que la resina se polimerice. Estos dos componentes están presentes en el compuesto, pero no reaccionan hasta que la luz induzca la reacción. La presencia de los inhibidores tiene la finalidad de reducir los efectos de la luz operatoria, que deriva en asentamiento prematuro. Sin embargo, los materiales de algunos fabricantes son demasiado sensibles a la luz operatoria directa. El operador puede dirigir la luz operatoria lejos de la boca mientras coloca el compuesto. La capacidad de la luz para curar el compuesto depende de la accesibilidad del compuesto a la luz, el grosor del compuesto, la intensidad de la luz y el color del compuesto. Si la resina compuesta se coloca con incrementos demasiado gruesos, es posible que la luz no penetre por completo

y no cure el compuesto hasta el fondo. En general, se recomienda colocar el compuesto en incrementos no más gruesos de 2mm. Las luces de curación nuevas y más potentes podrían curar material con mayor grosor. Es posible que las áreas interproximales necesiten más tiempo para curarse por completo por el acceso más difícil del haz directo de la luz a la zona. Una práctica adecuada es curar la restauración compuesta interproximal de nuevo desde las superficies facial y lingual, después de retirar la banda metálica de la matriz para asegurar la curación completa del fondo de la forma de la caja de la preparación. Los tonos oscuros requieren un tiempo de curación más prolongado, ya que la luz se absorbe más por el color oscuro y no se transmite por el material con tanta facilidad como en los materiales de color más claro. (Hatrik Carol, 2012, pág. 52)

4.1.6.3. Activación doble. Las resinas compuestas de curación doble son sistemas de dos pastas que contienen los iniciadores y activadores de materiales activados por luz y, en menor proporción, los activados por medios químicos. La ventaja es que cuando se mezclan y colocan en el diente, la luz de curación se usa para iniciar la reacción de asentamiento y la reacción química continúa en áreas en las que no llega la luz para asegurar el asentamiento completo. Este proceso de curación doble es muy útil cuando se construye un diente que se sometió a endodoncia y se coloca material central compuesto en una parte del conducto. Es posible que la luz de curación no alcance el material en el conducto, pero el material compuesto se curará por sí mismo. (Hatrik Carol, 2012, pág. 52)

4.1.6.4. Activación con luz visible (azul). Cada vez que se irradia con la luz azul un monómero de diacrilato que contiene un sistema fotoiniciador se producen entrecruzamientos en la resina. Las ventajas de usar resinas compuestas fotopolimerizables en vez de las resinas de activación química son las siguientes: 1) no se requiere mezclado, hay menos porosidad, menor tinción y aumento de la resistencia, 2) se debe emplear una

amina alifática en vez de las aminas aromáticas que se emplean en la activación química, por lo tanto hay una mejor estabilidad de color 3) el control sobre la exposición de la luz azul provee un mejor control del tiempo de trabajo. Así mismo, hay una serie de inconvenientes en las resinas compuestas fotopolimerizables: 1) profundidad de fraguado limitada, se requieren capas de reconstrucción de 2mm o menos, 2) acceso relativamente pobre en ciertas zonas posteriores e interproximales, 3) tiempo variable de exposición debido a las diferencias en tono, por lo que las tonalidades oscuras o con mayor opacidad requieren un mayor tiempo de exposición y 4) sensibilidad a la luz ambiental, que puede conllevar la formación de una capa o costra cuando el tupo abierto se expone a la luz ambiental durante largo tiempo. (Anusavice, 2004, pág. 411)

4.1.7. Unidades de fotocurado. Desde la década de los 60s se inició el auge de los materiales fotopolimerizables en odontología es decir aquellos materiales en los que gracias a que poseen en su composición iniciadores fotoactivables desencadenan el proceso de polimerización. (Norberto, 2010, pág. 1)

La fotopolimerización ha progresado paralelamente con el desarrollo de unidades de fotocurado, las cuales se clasifican según el tipo de luz o fuente generadora, las normas ISO 10650-1 y 10660-2 denominadas Power red polymerization activators, regulan lo pertinente a las unidades halógenas y LED de uso odontológico. (Norberto, 2010, pág. 1)

Una de los factores más importantes para el éxito de las restauraciones con resina compuesta depende directamente de su grado de polimerización y consecuentemente de la intensidad de la salida de luz de las unidades de curado. Una intensidad de luz suficiente, una correcta longitud de onda (400 a 520 nanómetros) y un tiempo adecuado de curado son variables críticas para lograr una polimerización completa. Si cualquiera de estas variables es inadecuada, los materiales sólo quedan polimerizados parcialmente. Este curado parcial

aumenta la absorción de agua, la solubilidad y disminuye la dureza lo que puede ocasionar una falla grave del material. La intensidad de salida de las unidades de luz puede ser reducida significativamente por una variedad de factores. Estos, pueden incluir una caída del voltaje de la línea, degradación o desgaste del bombillo, reflectores, filtros perforados o fracturados, alteraciones de la fibra óptica y de su extremo activo, fracturas del filtro y variaciones en el diseño. La adecuada polimerización de una resina compuesta depende principalmente de la intensidad de la fuente de luz, de la longitud de onda emitida y del tiempo de radiación. Muchos autores han sugerido una intensidad mínima de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ (400 milivat por cm cuadrado) para la polimerización estándar con un tiempo de irradiación de 40 segundos, concepto que es aceptado por este trabajo. El curado óptimo es esencial para obtener restauraciones de resina compuesta estables, durables y fuertes. (Lopez, Acebedo, Joya, & López, 2011, pág. 24)

Las unidades LEDs producen una longitud de onda de 400 a 500 nanómetros, que está cerca del pico de absorción de la canforoquinona. La luz halógena, tienen un espectro pleno de longitud de onda, utiliza filtros para remover las longitudes de onda inactivas a la canforoquinona, usando sólo el 1% de la energía producida. Estas unidades pueden generar altas temperaturas que degradan sus componentes con el tiempo, dando a la luz una vida útil de 100 horas aproximadamente. Algunos estudios, han demostrado que comparadas con la luz halógena, las LEDS presentan resultados similares o inferiores influyendo en las propiedades de la resina compuesta de fotocurado. Ambas unidades de fotocurado producen un grado de conversión similar y de microdureza, cuando la resina no tiene un grosor mayor a 1 mm y la distancia de la luz no es más de 3mm a la superficie de la resina compuesta. Estudios recientes han revelado que los radiómetros no son utilizados rutinariamente por los odontólogos y que muchas de las unidades de luz en uso son

inadecuadas para producir la polimerización requerida dentro del tiempo recomendado. (Lopez, Acebedo, Joya, & López, 2011, pág. 25)

La mayoría de las lámparas de polimerización son dispositivos manuales que contienen una fuente lumínica equipada con una guía rígida de luz, de corto tamaño y que está compuesta por múltiples haces de fibra óptica. Otras pocas tienen la unidad de tensión conectada con una pieza de mano a través de un cordón largo, flexible y con un relleno líquido que dirige la luz. En la actualidad, las fuentes de luz que más se emplean son las bombillas de cuarzo con filamentos de tungsteno en un ambiente halógeno, muy similares a las que se emplean a las lucen en los coches o en los proyectores de diapositivas. Recientemente se han introducido otros tipos de luces cuyas ventajas hacen que poco a poco sean más conocidas. Hay lámparas de diodos emisores de luz (LED), fotopolimerización por arco de plasma (PAC) y lámparas láser que ofrecen una serie de ventajas sobre las lámparas halógenas de cuarzo-tungsteno (QTH). Las lámparas LED requieren menos cantidad de energía que otras fuentes lumínicas y no requieren filtros ni producen calor. Son ligeras y pueden funcionar mediante batería. Lámparas PAC o las de láser de argón son mucho más potentes, tienen una fuente de luz más intensa que permite tiempos de exposición más pequeños para polimerizar resinas compuestas de mayor grosor. (Anusavice, 2004, pág. 411)

4.1.7.1. Tipos de lámpara de fotopolimerización. Se pueden emplear cuatro tipos de lámparas para la fotoiniciación del proceso de polimerización.

4.1.7.1.1 Lámparas LED: Usando un proceso electrónico en estado sólido, estas fuentes de luz emiten radiación sólo en el aspecto de luz visible de la zona azul, entre 440 y 480nm, sin necesidad de filtros, los LED requieren un bajo voltaje, se pueden alimentar mediante batería, no generan calor y son silenciosos ya que no necesitan ningún ventilador

para bajar la temperatura. A pesar de que producen una radiación de baja intensidad, las nuevas tecnologías están superando esta limitación. (Anusavice, 2004, pág. 411)

4.1.7.1.2 Lámparas QHT: Las lámparas QHT tienen una bombilla de cuarzo con un filamento de tungsteno que irradia tanto luz blanca como luz ultravioleta, por eso se debe filtrar para disminuir el calor y todas aquellas longitudes de onda salvo las que se encuentran en el rango azul-violeta (~400 a 500nm). La intensidad de la luz disminuye con el uso por lo que se debe calibrar para que siempre mantenga una intensidad de emisión adecuada. (Anusavice, 2004, pág. 411)

4.1.7.1.3 Lámparas PAC: Las lámparas PAC emplean gas de xenón que se ioniza y produce plasma. La luz blanca de alta intensidad se filtra para evitar el calor y para que solo emita luz azul (~400 a 500nm) (Anusavice, 2004, pág. 412)

4.1.7.1.4: Láser de argón: Las lámparas de laser de argón tienen mayor intensidad de luz que emiten a una única longitud de onda. Las más usuales emiten aproximadamente a 490nm. (Anusavice, 2004, pág. 412)

4.2. Resinas compuestas usadas en el estudio

En el presente estudio se, escogieron dos tipos de resinas, las cuales al ser de uso común y no existir datos técnicos de la resina Neofil, se procedió a realizar un análisis de las mismas.

4.2.1. Resina Nanohíbrida Opallis. Opallis es una resina compuesta micro híbrida indicada para la restauración directa de dientes anteriores y posteriores. El compósito dispone de cuatro niveles distintos de translucidez - esmalte, esmalte de efecto (extra-opacas y translúcidas), dentina y valor – distribuidos en treinta y cinco colores, siendo que

los colores de esmalte y dentina siguen la escala Vita. Opallis también ofrece colores específicos para dientes blanqueados. Opallis también ofrece actores estéticos indispensables como fluorescencia, opalescencia y pulimento diferenciado que, aliados al alto desempeño mecánico, posibilitan la creación de restauraciones de excelencia. (OPALLIS, 2010, pág. 1)

Ingredientes Activos: Monómeros de Bis-GMA (Bis-Fenol A di-Glicidil Metacrilato), Bis EMA (BisFenol A di-Glicidil Metacrilato etoxilado), TEGDMA (Trietileno glicol dimetacrilato), UDMA (Uretano dimetacrilato), canforquinona, co-iniciador y silano. Ingredientes inactivos: Vidrio de Bario-alumino silicato silanizado, pigmentos y silicas. (OPALLIS, 2010, pág. 1)

Opallis Tecnología tiene partículas de carga de dimensiones entre 40nm a 3,0 micras para los colores de dentina, y para colores de esmalte y efecto la faja dimensional es de 40nm a 2,0 micras. El tamaño medio de partículas es de 0,5 micras, el contenido total de carga en peso es de 78,5 a 79,8% y volumen 57,0 a 58,0% de carga inorgánica. La distribución del tamaño de las partículas permite un relleno adecuado de la resina contribuyendo para su elevada resistencia mecánica y al desgaste, características necesarias para restauraciones en dientes posteriores, y el reducido tamaño medio de las partículas trae facilidad de pulimento generando una restauración con superficie lisa y de alto brillo. (OPALLIS, 2010, pág. 1)

4.2.2. Resina Nanohíbrida Neofil. Resina universal que combina fuerza y estética. La fórmula Nanohíbrida clínicamente probada, brinda una superficie más suave para lograr un pulido fácil, la superficie lisa y brillante no solo se compara con las resinas híbridas sino también a las resinas de microrrelleno más destacadas.

4.2.2.1. Características

- Vidrio de bario-borosilicato
- Nanopartícula única de sílica-zirkoni a partir de solución / gelificación (SOL-GEL).
- Relleno de 0.01 micrones
- Resina de Policarbonato y Bis-GMA
- Superficie más suave
- Superior resistencia al desgaste
- Larga duración

4.2.2.2. Indicaciones.

- Restauraciones directas en el sector anterior y posterior. (KERR, 2014)

4.3. Resistencia a la flexión

La resina debe tener la suficiente fuerza y resiliencia, así como la resistencia necesaria para afrontar las fuerzas de masticación, las fuerzas de impacto y el uso excesivo que se le puede dar en la cavidad oral. El material también debe ser dimensionalmente estable en todos los casos, incluidos los cambios térmicos y las variaciones de las cargas. (Anusavice, 2004, pág. 145)

4.3.1 Resistencia. La resistencia es la tensión necesaria para provocar una fractura (resistencia máxima) o una cantidad específica de deformación plástica (límite elástico convencional). Cuando describimos la resistencia de un objeto o material, nos referimos a la tensión máxima que se necesita para provocar una fractura. (Anusavice, 2004, pág. 85)

La resistencia de un material puede describirse de acuerdo con las siguientes propiedades: 1) límite proporcional, fuerza que una vez superada ya no es proporcional a la

deformación; 2) límite elástico, tensión máxima que puede soportar un material antes de deformarse plásticamente; 3) límite elástico convencional, tensión necesaria para producir una cantidad determinada de deformación plástica, y 4) resistencia máxima a la tracción, resistencia al cizallamiento, resistencia a la compresión y resistencia a la flexión. Cada una de ellas mide la tensión necesaria para fracturar un material. La resistencia no mide la atracción o repulsión individual átomo a átomo sino que mide la totalidad de las fuerzas interatómicas que existen en toda estructura sometida a una tensión. (Anusavice, 2004, págs. 85, 86)

En el libro Phillips Ciencia de los materiales dentales manifiesta que en el caso de los materiales y restauraciones dentales, un requisito necesario para los materiales a partir de los que se fabrican es tener un valor alto del límite elástico (una fuerza que, si se sobrepasa no permitirá que el material recupere su estado original una vez que se elimine la fuerza), ya que se espera que la estructura recupere su forma original después de haberse sometido a una fuerza y una vez que ésta se elimine (recuperación elástica). Normalmente, también es aconsejable un módulo de elasticidad moderadamente alto, como en el caso de una incrustación o material de impresión. (Anusavice, 2004, pág. 83)

Esfuerzo máximo de la fibra desarrollado en una probeta justo antes de que se agriete o se rompa en un ensayo de flexión. Se presenta la resistencia de fluencia de la flexión en lugar de la resistencia a la flexión para aquellos materiales que no se rompen en el ensayo de flexión. Sinónimo de módulo de rotura. (INSTRON, 2018)

4.3.2. Resistencia flexural en resinas. La resistencia flexural o módulo de rotura como suele denominarse ésta propiedad, es la resistencia que ofrece un material al ser flexado cuando se aplica una fuerza al centro del material, apoyando sus extremos en soportes que repetirán equitativamente la fuerza aplicada. (Santa Cruz, 2011, pág. 35)

Cuando esta carga se aplica, la muestra se arquea, la deformación resultante se manifiesta en la disminución de las dimensiones verticales (deformación por compresión) y el alargamiento de las dimensiones horizontales (deformación por tracción). En consecuencia es posible suponer que las tensiones principales que actúan sobre la superficie superior son compresivas, mientras que las que actúan sobre la superficie inferior son traccionales. Es así que cuando un material no logra un equilibrio entre dichas tensiones se ocasiona la fractura. (Santa Cruz, 2011, pág. 35)

Resistencia a la flexión se define como la tensión máxima que puede resistir un material antes de la falla cuando se somete a carga o la cantidad de tensión que se requiere para propagar a través de un pre-existente defecto. Las propiedades de flexión requeridas son altamente dependientes de las aplicaciones clínicas por ejemplo restauraciones que están sometidos a grandes tensiones de la masticación, se desea una alta resistencia a la flexión. (Bonilla, 2017, pág. 34)

La resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura. (Ruiz, 2003, pág. 1)

Otro parámetro mecánico importante proporcionado por el ensayo de flexión es el módulo de flexión, que describe la rigidez del material. Diferentes situaciones clínicas exigen materiales de restauración con diferente módulo de flexión. p ej. Cavidades clase V, exigen un material de restauración bajo módulo para flexionar con el diente. Un módulo relativamente alto, por otro lado, se espera que a partir de posteriores para soportar las fuerzas oclusales y preservar la interfaz adhesivo. (Bonilla, 2017, pág. 34)

Las restauraciones dentales y, obviamente, las piezas dentarias se encuentran sometidas a tensiones tangenciales (de corte), traccionales, compresivas y también se producen

tensiones flexurales (que generan una flexión, deflexión) La ruptura, cuyo análisis determina la resistencia flexural, constituye el estudio de tensiones complejas, es decir, la combinación de todos los tipos de tensiones fundamentales. En función de lo expuesto, el material que se seleccione deberá tener la flexibilidad y la resistencia flexural acordes para poder deformarse sin dislocarse y/o romperse ante la deflexión producida. (Santa Cruz, 2011, pág. 35)

Los factores que más influyen en las propiedades mecánicas de un material son su contenido en relleno, el tamaño de las partículas, su distribución y las interacciones entre el relleno y la matriz, siendo el contenido en volumen del relleno la propiedad que más se correlaciona con la resistencia del material, con su módulo de elasticidad, así como con su resistencia a la fractura. También se ha descrito que los composites que incorporan flúor soluble, presentan una resistencia a la flexión menor, porque el flúor se disuelve y quedan microporosidades que facilitan la propagación de caries. De acuerdo con la literatura, las propiedades mecánicas de los materiales híbridos aumentan en relación a su contenido resinoso. De este modo, las más bajas corresponderían a los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina, serían mejores en el caso de las resinas modificadas con poliácidos y máximas para las resinas compuestas. (Ruiz, 2003, pág. 2)

4.4 Norma ISO 4049

La International Organization for Standardization (ISO), con el objetivo de estandarizar las características físicas y mecánicas de los materiales de restauración directa establece en su apartado de la norma 4049, sección de la resistencia a la flexión. Que las resinas que vayan ser sometidas a una prueba de flexión tienen que cumplir con las siguientes medidas: 25mm de largo, 2mm de altura y 2mm de grosor., para el efecto se realizará en una matriz metálica de acero inoxidable (ISO 4049, 2000). Los incrementos de resina se realizaran en

capas de 1mm de espesor, para posteriormente polimerizar con una lámpara de 1000nV cm², en modo ramp por 20 segundos, la fibra de vidrio se coloca a una distancia de 2mm de espesor para lograr este efecto se coloca una matriz de vidrio. Con todos los bloques que cumplan con los criterios de inclusión mencionados en la metodología, se procede a realizar un test de flexión en una maquina universal de fuerzas. Los valores normales según la norma para las resinas compuestas de restauración directa se establecen en 80 Megapascales (Mpa). (ISO 4049, 2000)

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 Diseño de estudio

La presente investigación es un estudio in vitro, de tipo experimental, las variables fueron sometidas a una manipulación en condiciones controladas y posteriormente se describió los resultados; es de tipo analítico-comparativo, se encarga de comparar la resistencia a la flexión, que tienen los bloques de resina Opallis frente a la resina Neofil.

5.2 Materiales

- Guantes
- Dos tubos de resinas Opallis, de 4g cada uno de la casa comercial (FGM), de tono A3
- Dos tubos de resinas Neofil, de 4g cada uno de la casa comercial (KERR), de tono A3.
- Matriz metálica.
- Loseta de vidrio
- Cubre objetos
- Lámpara de fotocurado 1000nw gnatus
- Kit de espátulas de resina AWAN N° 5 y 4
- Tela de color negro
- Máquina universal de fuerzas modelo Marshall.
- Medidor digital marca Lexuss
- Pie de rey
- Cámara fotográfica
- Timer digital.



Figura IV: Tubos de resina empleadas en el estudio.

Fuente: José Luis Sarango Guailas.

5.3 Población y muestras

5.3.1. Universo. Bloques de resinas compuestas por 40 muestras.

5.3.2. Muestra. Las muestras a estudiar fueron 30 muestras en grupos de 15 bloques de resina compuesta nanohíbridas Opallis de la casa comercial FGM y 15 bloques de resina Neofil de la casa comercial KERR, 10 muestras fueron utilizadas para la prueba piloto.

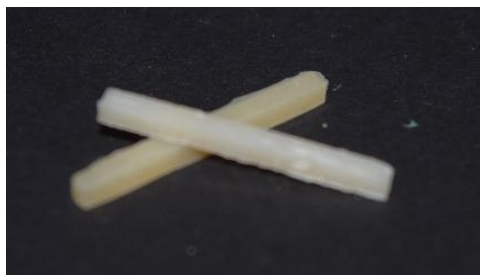


Figura V: Bloques de resina usados en el estudio de resistencia flexural.

Fuente: José Luis Sarango Guailas.

El proceso de elaboración y selección de las muestras se dio mediante la técnica No Probabilística (por conveniencia), que es una técnica de muestreo que permite seleccionar a los sujetos de investigación por conveniencia, accesibilidad y proximidad para el investigador.

Las características de las muestras a estudiar fueron, bloques de resina de 25mm x 2mm x 2mm, distribuidas en dos grupos; 15 bloques de resina Opallis y 15 bloques de resina Neofil, resultando un total de 30 muestras.



Figura VI: Total de bloques de resinas empleados en el estudio.

Fuente: José Luis Sarango Guaitas.

5.4 Criterios de inclusión

Los criterios de inclusión para la selección de las muestras fueron, todos los bloques de resina que cumplieron con las medidas establecidas.



Figura VII: Muestras que cumplieron con los parámetros de inclusión.

Fuente: José Luis Sarango Guaitas.

5.5 Criterios de exclusión

Los criterios de exclusión fueron todos los bloques de resina que presentaban fallos estructurales como: burbujas, líneas de fractura o no presentaban las dimensiones establecidas.



Figura VIII: Materiales que no cumplieron con los criterios de inclusión en el estudio.

Fuente: José Luis Sarango Guaitas.

5.6 Elaboración de muestras

Para llevar a cabo la presente investigación se elaboraron bloques de resina, utilizando una matriz metálica, que presentaba las medidas de los bloques según la norma ISO 4049. (ISO 4049, 2000)

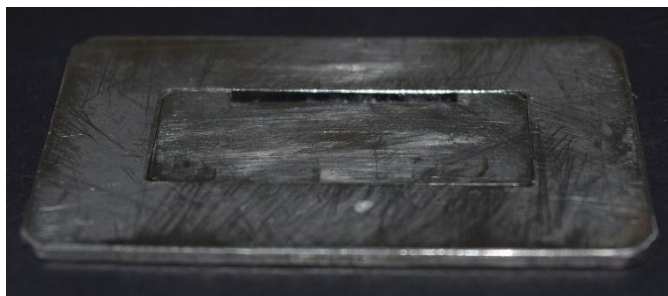


Figura IX: Matriz metálica.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.

1. Sobre un fondo de tela negra, se colocó una loseta de vidrio que servirá para apoyar la matriz metálica.
2. En la matriz metálica se coloca la resina en incrementos de 1mm de espesor con una espátula de titanio para resina marca Awan N°5.

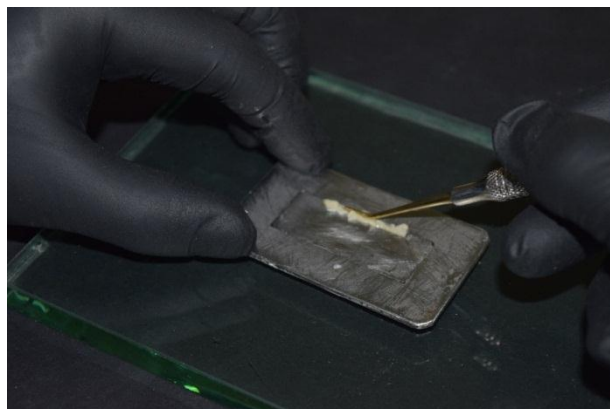
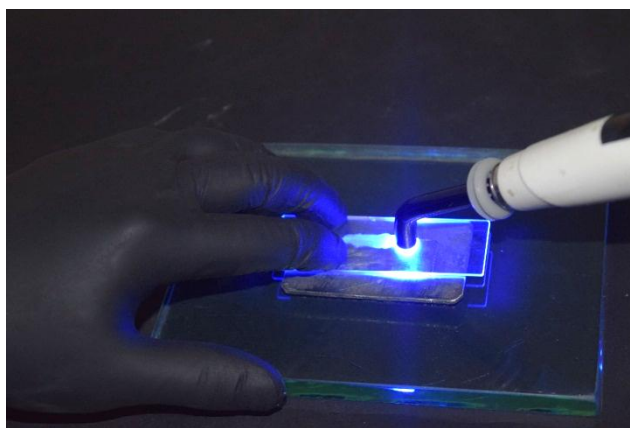


Figura X: Proceso de elaboración de los bloques de resina.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.

3. Se compacta la resina, para que no queden burbujas.
4. Para sobre la pared superior se utilizó un portaobjetos de vidrio para microscopio entre la fibra de la lámpara y el bloque de resina.

5. Se procede a fotopolimerizar usando una lámpara Gnatus, por 20 segundos en modo Ramp a $100\text{nw}/\text{cm}^2$, primero en el centro luego a los extremos de cada bloque de resina.
6. El mismo procedimiento fue estandarizado para los dos grupos de resina, estableciendo uniformidad en la recolección de muestras. (ISO 4049, 2000)



*Figura XI: Fotopolimerización de los bloques de resina.
Fuente: José Luis Sarango Guaiñas.*

5.6.1 Almacenamiento de las muestras. Todas las muestras recolectadas para la investigación experimental fueron almacenadas y ordenadas en un recipiente cerrado, que impida el paso de luz y altere la polimerización, para posteriormente realizar el test de flexión.

5.6.2 Prueba piloto. La prueba piloto se realizó con 10 bloques de resina, 5 bloques de la resina Opallis y 5 bloques de la resina Neofil, con la finalidad de comprobar el trabajo de la máquina de ensayos y analizar los valores para comprobar la relevancia del estudio.

5.7 Prueba de resistencia flexural

Posterior a esto se llevaron las muestras al laboratorio para realizar el test de flexión en 3 puntos establecida por la norma ISO 4049 para este tipo de resinas, se realizó la prueba

en una máquina de ensayos universales modelo Marshall, en el laboratorio de Geotecnia – Consultora & Constructora “GEOCONS”, a los bloques de resina se le aplicó fuerza a una velocidad constante de 1,7mm/min, dando como resultado la fractura de los bloques.

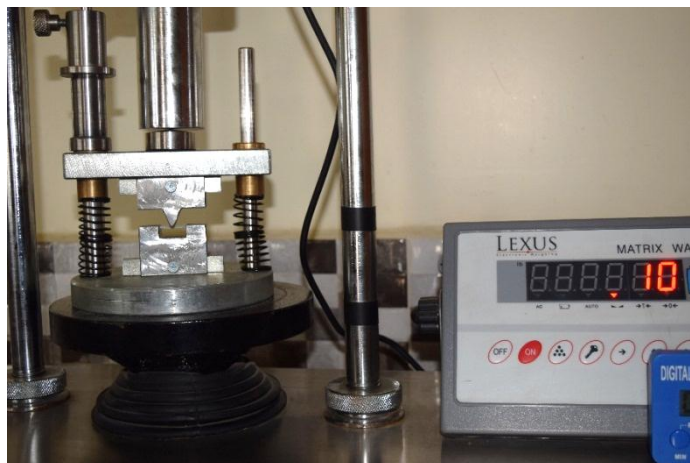
Los bloques de resina fueron apoyados en dos puntos en los extremos de ellos, los puntos de apoyo quedando separados a 20mm, la fuerza emitida por la máquina fue aplicada sobre la superficie opuesta a los puntos de apoyo en el centro del bloque (en un punto equidistante de los dos puntos anteriores).



*Figura XII: Test de resistencia a la flexión.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.*

Una vez que la máquina entró en función, un dispositivo fue bajando lentamente a una velocidad predeterminada de 17/7mmxmin hasta entrar en contacto con el bloque de resina, ocasionando una compresión en el centro del bloque y una tensión de sus extremos, hasta ocasionar la fractura del bloque de resina.

Los resultados fueron registrados en un marcador digital marca Lexus, los resultados se obtuvieron en Newtons, los cuales fueron transformados a megapascals.



*Figura XIII: Registro de valores de la prueba de resistencia flexural.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.*

5.8 Procesamiento de datos

Una vez terminado el test flexural, los datos recogidos fueron registrados en una ficha de recolección de datos y transformados a megapascuales.

Se realizó un procesamiento electrónico de los datos empleando para ello el paquete estadístico SPS.

Primero se organizaron los datos en tablas y gráficas, usando estadística descriptiva, hallando frecuencias, promedios, desviaciones estándar, valores máximos y valores mínimos.

Para el análisis inferencial, primero se empleó la prueba inferencia del Shapiro-Wilk para determinar la distribución normal de los datos de cada grupo y la prueba de Levene para la determinación de la homocedasticidad entre los grupos de estudio.

Para comparar la resistencia flexural entre ambos grupos de resina se aplicaron las pruebas de T-Student.

Todas las pruebas fueron trabajadas a un nivel de confianza de 95%.

6. RESULTADOS

Tabla 1.

Prueba de Normalidad de los bloques de resina grupo A (Opallis) y resinas del grupo B (Neofil).

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	Gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
GRUPO A	0,148	15	0,200	0,944	15	0,431
GRUPO B	0,169	15	0,200	0,936	15	0,334

Fuente: Ing. Jaime Molina
 Autor: José Luis Sarango Guailas

INTERPRETACIÓN:

En la prueba de Normalidad de Shapiro-Wilk, los valores del nivel de significación (Sig) son superiores a 0,05 (95% de confiabilidad), por tanto se acepta H_0 , esto es las muestras provienen de poblaciones con distribución Normal, entonces para la comparación de grupos se utiliza pruebas paramétricas: T student.

Sirve para verificar que las muestras tomadas provienen de una población con distribución normal, para posterior realizar la comparación de grupos. Lo que nos demuestra que ambos grupos de estudio tienen una población con distribución normal.

Tabla 2.

Resistencia flexural de los bloques de resina Opallis (grupo A).

Numero de muestra	Grupo A Resina Opallis Mpa
1	109,38
2	95,71
3	109,38
4	123,05
5	150,40
6	109,38
7	82,03
8	109,38
9	136,72
10	123,05
11	123,05
12	136,72
13	95,71
14	150,40
15	82,03
Total	1736,38
Media Aritmética	115,76

Fuente: Laboratorio "GEOCONS"
 Autor: José Luis Sarango Guailas

INTERPRETACIÓN:

La presente tabla nos permite observar los resultados obtenidos del test de flexión realizado al grupo A (Opallis). Los valores registrados fueron transformados a Megapascasles, obteniendo una media de 115 ,76 Mpa.

Tabla 3.

Resistencia flexural de los bloques de resina Neofil (grupo B).

Numero de muestra	Grupo B Resina Neofil Mpa
1	82,03
2	109,38
3	95,71
4	109,38
5	95,71
6	82,03
7	95,71
8	68,36
9	68,36
10	82,03
11	95,71
12	82,03
13	109,38
14	123,05
15	95,71
Total	1394,58
Media Aritmética	92,97

Fuente: Laboratorio "GEOCONS"
 Autor: José Luis Sarango Guailas

INTERPRETACIÓN:

La presente tabla nos permite observar los resultados obtenidos del test de flexión realizado al grupo B (Neofil). Los valores registrados fueron transformados a Megapascasles, obteniendo una media de sus valores de 92,97 Mpa.

Tabla 4.

Prueba T Student: Comparación entre resinas del grupo A (Resina Opallis) y el grupo B (Resina Neofil).

Descriptivos								
Medidas Mpa								
	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Grupo A Resina Opallis Mpa	15	115,759	21,844	5,640	103,663	127,856	82,03	150,40
Grupo B Resina Neofil Mpa	15	92,972	15,676	4,047	84,291	101,653	68,36	123,05
Total	30	104,366	21,983	4,014	96,157	112,574	68,36	150,40

Fuente: Ing. Jaime Molina

Autor: José Luis Sarango Guayllas

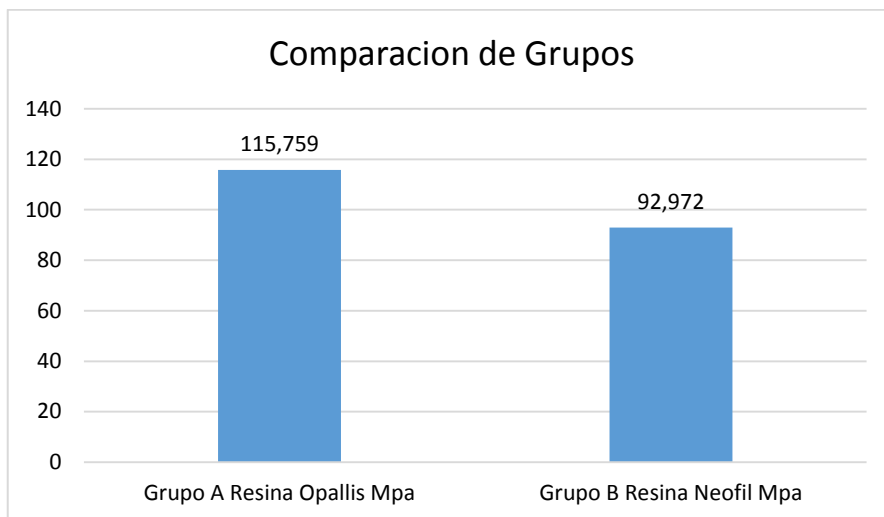
INTERPRETACIÓN:

El grupo A tiene una media de 115,759 Mpa, una variación de 21,844 Mpa, el valor mínimo observado es de 82,03 y el valor máximo es de 150,40 Mpa

El grupo B tiene una media de 92,972 Mpa, una variación de 15,676 Mpa, el valor mínimo observado es de 68,36 y el valor máximo es de 123,05 Mpa

Gráfico 1.

Comparación de los grupos de estudio A (resina Opallis) y grupos de estudio B (resina Neofil).



Fuente: Ing. Jaime Molina
Autor: José Luis Sarango Guaiñas

INTERPRETACIÓN:

En la gráfica se observa que la media de la muestra del Grupo A (resina Opallis) (115,759 Mpa) es superior a la media de la muestra del Grupo B (resina Neofil) (92,972 Mpa). Demostrando que la resina del grupo A (Opallis) tienen una mejor resistencia a la flexión frente a las resinas del grupo B (Neofil), lo cual nos da una diferencia estadísticamente significativa de 19,685% más de resistencia flexural para el grupo A.

Tabla 5.

Prueba T los grupos de resina Opallis (grupo A) y los grupos de resina Neofil (grupo B).

Prueba de muestras independientes						
		Prueba de Levene de calidad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Medidas Mpa	Se asumen varianzas iguales	1,940	0,175	3,282	28	0,003
	No se asumen varianzas iguales			3,282	25,397	0,003

Fuente: Ing. Jaime Molina
 Autor: José Luis Sarango Guallas

INTERPRETACIÓN:

Existe diferencia significativa ($p = 0,003$) entre los dos grupos. Demostrando que en el presente estudio si existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos.

7. DISCUSIÓN

Las pruebas de resistencia a la flexión se utilizan para la evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales de restauración. En un estudio realizado por Bonilla (2017) se comprobó que la resistencia a la flexión de las resinas estudiadas para el efecto presenta valores similares: la resina Filtek z250 XT de la casa comercial 3M obtuvo valores de 161.408 Mpa, la resina Brillant de la casa comercial Coltene mostró valores de 121.52 Mpa, la resina ENA HRi de la casa comercial SYNCA toleró un esfuerzo máximo de 112.36 Mpa. Por lo tanto dicho estudio muestra gran relación de igualdad con los resultados obtenidos en nuestra investigación, cuyos valores se demuestran que la resina del grupo A (Opallis) es la más resistente a la flexión con valores de 115,759, consecuentemente las resina del grupo B (Neofil) presenta una resistencia flexural de 92,972Mpa.

Se puede comparar que la resistencia flexural de las resinas Opallis del grupo A, presentan una mayor resistencia a la flexión, con un valor de una media de 115,759 Mpa; en comparación con las resinas del grupo B o Neofil, que presentan un valor de una media de 92,972 Mpa.

Dentro de las especificaciones técnicas de la resina Opallis menciona estudios que la resistencia a la flexión es de 130 Mpa, comparando con el estudio, se ubica con 115,75 Mpa quedando con una variación de casi 15 Mpa, pero no difiriendo sus valores lo que nos confirma que esta resina es una buena opción a la hora de realizar un tratamiento restaurativo dental. (FGM, 2010)

Según estudios realizados para las normativas técnicas de algunas resinas. Ivoclar Vivadent (2004) menciona que la resinas Tetric EvoCeram, presenta una resistencia flexural de 120 Mpa, para los valores de nuestras resinas presentan una menor resistencia a la flexión, con una diferencia de 5Mpa con respecto a la resina del grupo A (Opallis) y de 28 Mpa en lo que respecta a las resinas del grupo B (Neofil). (Ivoclar Vivadent, 2004)

Las resinas que demostraron una resistencia muy por encima de nuestros valores obtenidos fueron 162 Mpa de la resina Grandio (Voco, 2010); 160 Mpa de la resina Z350 (3M, 2017); en mención de estos datos las resinas Opallis y Neofil difirieron en gran medida sus valores.

Con los datos obtenidos de nuestro estudio, podemos concretar que las resinas estudiadas en nuestro test de flexión cuenta con todas las bondades de una resina nanohíbrida universal, presentando una excelente resistencia flexural, situando a los mismos dentro de los parámetros exigidos por la International Organization for Standardization (ISO) que establece valores de 80Mpa para este tipo de resinas. (ISO 4049, 2000)

La resistencia a la flexión se define como la carga máxima a la que el material se fractura, en un estudio en el que evalúa las propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos en el cual la resistencia a la flexión de la resina compuesta modificada con poliácidos Ionosit fueron significativamente menores que los determinados para los demás materiales evaluados. La resina Spectrum TPH (140.1) Mpa presentó unos valores similares a los de Filtek Z-250 (130,1Mpa) y Luxat (116,9Mpa); y superiores a los de Ecusit (108,2), Degufill mineral (104,9Mpa), Tetric Ceram (97,6Mpa) e Ionosit-Baseliner (33,1Mpa). Los valores obtenidos por Tetric Ceram fueron similares a los de Luxat, Ecusit y Degufill, pero significativamente inferiores a los de Spectrum TPH y Filtek Z-250. La resina modificada con poliácido Ionosit-Baseliner presentó una resistencia a la flexión significativamente más baja que la del resto de los materiales. Para los valores obtenidos por nuestro estudio la resina Neofil presenta valores similares a los obtenidos por las resinas Ecusit, Degufill, Tetric Ceram, pero superiores a la resina modificada con poliácido Ionosit Baseliner. La resina Opallis presento valores similares a la Filtek Z250 y Luxat, pero inferior a la resina Spectrum TPH. (Ruiz C. F., 2003)

8. CONCLUSIONES

Terminada la investigación concluimos lo siguiente:

- Los valores de la resistencia a la flexión del grupo A resina (Opallis) tuvieron una media de 115,759 Mpa, el valor mínimo observado es de 82,03 y el valor máximo es de 150,40 Mpa
- Los valores de la resistencia flexural de las resinas del grupo B resina (Neofil) tuvieron una media de 92,972 Mpa, el valor mínimo observado es de 68,36 y el valor máximo es de 123,05 Mpa
- En las pruebas de significación entre los valores existe diferencia estadísticamente significativa ($p= 0,003$) entre los dos grupos. Siendo superior las resinas del grupo A (Opallis) con un valor de 115,759 Mpa, frente a las resinas del grupo B (Neofil) estableciéndose con un valor de 92,972. Con un valor diferencial entre las dos resinas de 19,685%, por lo tanto estadísticamente presenta mayor resistencia flexural la resina Opallis de la casa comercial FGM.

9. RECOMENDACIONES

- Estandarizar todos los procedimientos de elaboración de muestras para evitar sesgos en la información recolectada.
- Almacenar los bloques en un lugar libre de exposición a luz exterior u otro tipo de luz que fotocure la resina por más tiempo, ocasionando variaciones en la obtención de la muestra.
- En investigaciones posteriores se podría utilizar resinas con fecha de caducidad vencidas para comparar si la resistencia es mayor o menor a este estudio.
- Se recomienda hacer estudios de las demás propiedades como resistencia compresiva o grado de pigmentación para confirmar el desempeño de la resina.

10. BIBLIOGRAFÍA

3M. (2017). Perfil técnico del producto. 28.

Alfaro Patricia, A. F. (Mayo-Junio de 2012). Fuerza de mordida: su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos. Parte I. *Revista ADM*, *LXIX*(2), 54.

Anusavice, K. J. (2004). *Ciencia de los materiales dentales*. España: Elsevier.

Bonilla E, A. P. (Septiembre - Diciembre de 2017). EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES RESINAS COMPUESTAS. *RODYB*, *I* (3), 33 a 36.

Bonilla, A. F. (2017). EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES RESINAS COMPUESTAS. . *RODYB*, 34.

FGM. (2010). Perfil Técnico de Opallis.

Guillen, X. (2010). *FUNDAMENTOS DE OPERATORIA DENTAL*. Portoviejo: Dreams Magnet.

Hatrik. (2011). *DENTAL MATERIALS*. United States Of America : ELSEVIER.

Hatrik Carol, E. S. (2012). *Materiales Dentales: Aplicaciones Clínicas*. México: Manual Moderno.

Hervas Adela, M. M. (2006). Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cirujía Bucal*, 217.

Huayhua Revolledo, E. D. (2013). ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE RESINAS COMPUESTAS MICROHIBRIDAS Y NANOHIBRIDAS . *UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS* , 46.

INSTRON. (17 de 04 de 2018). *Definición de Resistencia a la Flexión*. Obtenido de <http://www.instron.com.ar/es-ar/our-company/library/glossary/f/flexural-strength>

ISO 4049. (2000). Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials. *INTERNATIONAL STANDARD*.

- Isselhard, B. (2003). *Anatomía de las estructuras orofaciales* (Vol. Séptima edición). St. Louis: Mosby.
- Ivoclar Vivadent. (10 de 2004). *Documentación Científica Tetric Evoceram*.
- Jácome, J. (2015). Microdureza superficial de tres resinas compuestas nanohíbridas y tres resinas compuestas fluidas de diferentes casas comerciales frente a la acción de una bebida carbonatada. *UCE*.
- KERR. (2014). Catálogo de Perfil Tecnico. *Kerr*, 6.
- Lopez, O., Acebedo, J., Joya, L., & López, A. (2011). EVALUACIÓN DE LA INTENSIDAD DE SALIDA DE LA LUZ DE LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO DE UNA CLÍNICA DENTAL. *Revista Colombiana de Investigación en Odontología*, 24-32.
- Martinez, J. (s.f.). ESTUDIO DE BIOCAMPATIBILIDAD DE DOS COMPOSITES DE BAJA CONTRACCIÓN SOBRE CÉLULAS MADRE DE ORIGEN DENTAL. MURCIA: Universidad de Murcia .
- Mount, G. J. (1999). *Consercación y restauración de la estructura dental*. España: Harcourt Brace.
- Norberto, C. (2010). Unidades y Protocolos de Fotocurado. *Boletín Informativo de la Academia Colombiana de Operatoria Dental Estética y Biomateriales*, 1-9.
- OPALLIS. (2010). Perfil Técnico . *Kerr*, 1.
- Revilla Quispe, M. S. (2011). Microdureza superficial in vitro de resinas de nanotecnología, frente a la acción de dos bebidas carbonatadas. *Universidad de San Marcos*.
- Rodriguez, D. P. (10 de 05 de 2007). EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS ACTUALES EN RESINAS COMPUESTAS. *Acta odontológica venezolana*, 26. Obtenido de https://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp
- Ruiz, C. F. (2003). Propiedades mecánicas de resinas. *Avances en Odontoestomatología*.
- Sanches Carlos, M. M. (2009). Materiales de resinas compuestas. *ADM*, 11.

Santa Cruz, Y. (2011). Resistencia Flexural de una Resina de Nanopartículas Utilizando Dos Técnicas de Polimerización con Luz Emitida Por Diodos. *Universidad de San Martín de Porres*.

Tauquino Alvarez, J. F. (2002). Evaluación in vitro de la microdureza superficial de una resina compuesta microhíbrida, una resina compuesta fluida y un cemento ionómero vítreo de restauración frente a la acción de una bebida carbonatada. *Universidad Mayor de San Marcos*, 7.

VOCO. (04 de 06 de 2010). *Grandio Información Científica*.

Zeballos, L. L. (2013). MATERIALES DENTALES DE RESTAURACIÓN. *Scielo*.
Obtenido de http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?pid=S2304-37682013000300005&script=sci_arttext

11. ANEXOS

Anexo 1.

Resultados de la resistencia a la flexión



"GEOCONS" LABORATORIO

Geotecnia – Consultora & Constructora

Telf.: 072-540907

Cel: 0994974048

PROYECTO	Resistencia a la flexión de resinas		
SOLICITA	José Luis Sarango Guailas		
EVALUADOR	Ing. Ramiro Jimenez "GEOCONS"		
UBICACIÓN	Laboratorio "GEOCONS"	FECHA	26/04/2018

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN RESINA NEOFIL						
N	ESPESOR (mm)	ANCHO (mm)	DISTANCIA APOYOS (mm)	CARGA (Lb)	CARGA (N)	RESISTENCIA FLEXURAL (Mpa)
MUESTRA 1						
	2,2	2	20	6	26,4	82,0338983
MUESTRA 2						
	2,2	2	20	8	35,2	109,378531
MUESTRA 3						
	2,2	2	20	7	30,8	95,7062147
MUESTRA 4						
	2,2	2	20	8	35,2	109,378531
MUESTRA 5						
	2,2	2	20	7	30,8	95,7062147
MUESTRA 6						
	2,2	2	20	6	26,4	82,0338983
MUESTRA 7						
	2,2	2	20	7	30,8	95,7062147
MUESTRA 8						
	2,2	2	20	5	22	68,3615819
MUESTRA 9						
	2,2	2	20	5	22	68,3615819
MUESTRA 10						
	2,2	2	20	6	26,4	82,0338983
MUESTRA 11						
	2,2	2	20	7	30,8	95,7062147
MUESTRA 12						
	2,2	2	20	6	26,4	82,0338983
MUESTRA 13						
	2,2	2	20	8	35,2	109,378531
MUESTRA 14						
	2,2	2	20	9	39,6	123,050847
MUESTRA 15						
	2,2	2	20	7	30,8	95,7062147



DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN RESINA OPALLIS						
N	ESPESOR (mm)	ANCHO (mm)	DISTANCIA APOYOS (mm)	CARGA (Lb)	CARGA (N)	RESISTENCIA FLEXURAL (Mpa)
MUESTRA 1						
	2,2	2	20	8	35,2	109,378531
MUESTRA 2						
	2,2	2	20	7	30,8	95,7062147
MUESTRA 3						
	2,2	2	20	8	35,2	109,378531
MUESTRA 4						
	2,2	2	20	9	39,6	123,050847
MUESTRA 5						
	2,2	2	20	11	48,4	150,39548
MUESTRA 6						
	2,2	2	20	8	35,2	109,378531
MUESTRA 7						
	2,2	2	20	6	26,4	82,0338983
MUESTRA 8						
	2,2	2	20	8	35,2	109,378531
MUESTRA 9						
	2,2	2	20	10	44	136,723164
MUESTRA 10						
	2,2	2	20	9	39,6	123,050847
MUESTRA 11						
	2,2	2	20	9	39,6	123,050847
MUESTRA 12						
	2,2	2	20	10	44	136,723164
MUESTRA 13						
	2,2	2	20	7	30,8	95,7062147
MUESTRA 14						
	2,2	2	20	11	48,4	150,39548
MUESTRA 15						
	2,2	2	20	6	26,4	82,0338983

ING. RAMIRO JIMENEZ

RESPONSABLE GEOTECNICO



Anexo 2.
Materiales empleados

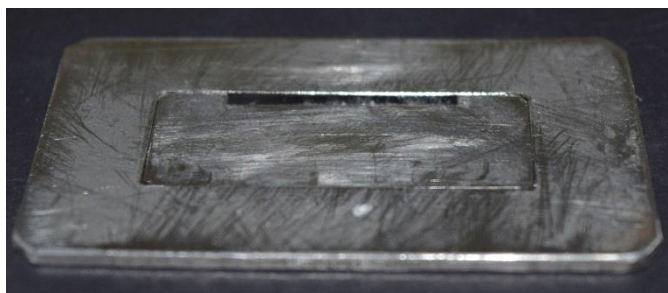


Figura I: Matriz metálica.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.



Figura II: Resinas Opallis y Neofil.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.

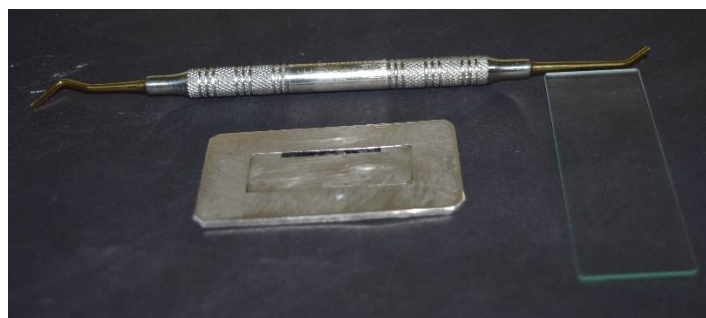


Figura III: Espátula empleada y portaobjetos.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.



Figura IV: Lámpara Gnatus empleada en el estudio.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.

Proceso de elaboración de muestras.



Figura V: Colocación de la resina.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.

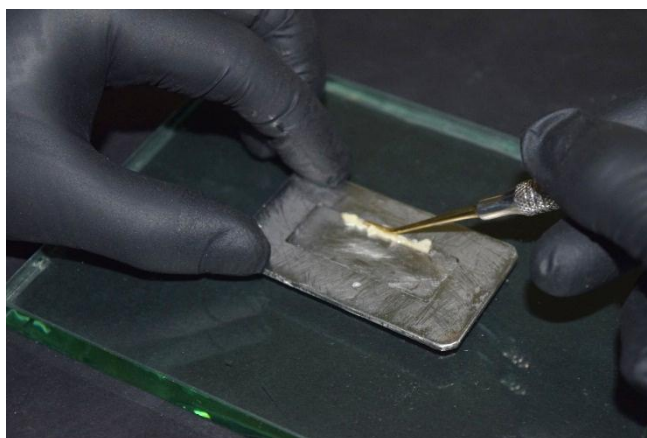
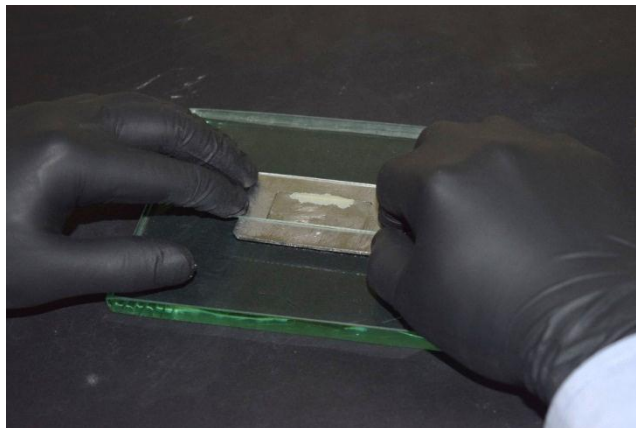
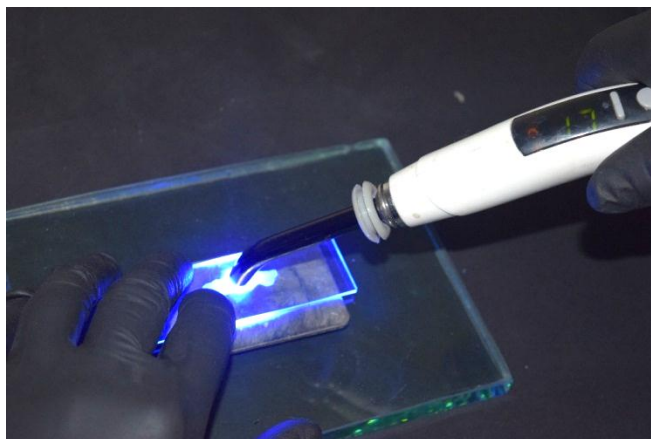


Figura VI: Empaquetamiento de la resina.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.



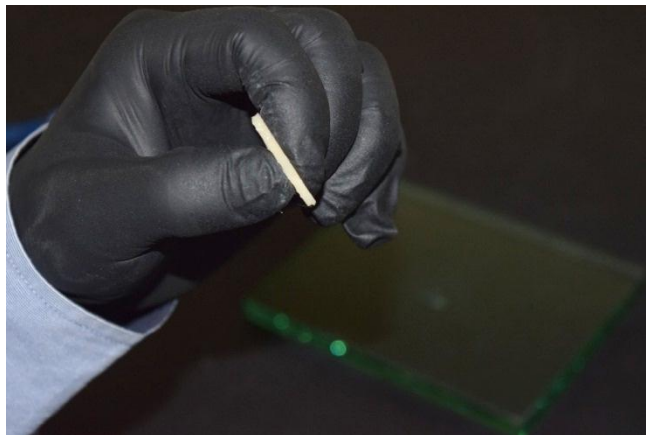
*Figura VII: Compactación de la resina.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.*



*Figura VIII: Polimerización de la resina.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.*



*Figura IX: Desmoldado del bloque de resina.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.*



*Figura X: Desmoldado del bloque de resina.
Fuente: José Luis Sarango Guaiillas.*

Prueba de flexión.



*Figura XI: Laboratorio "Geocons".
Fuente: José Luis Sarango Guaiillas.*



*Figura XII: Prueba de resistencia a la flexión.
Fuente: José Luis Sarango Guaiillas.*



Figura XIII: Registro de datos de la resistencia a la flexión.
Fuente: José Luis Sarango Guailas.

Anexo 3**Proyecto de tesis**

a) TEMA:

EVALUACIÓN IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE DOS RESINAS
COMPUESTAS NANOHÍBRIDAS, OPALLIS DE LA FGM Y NEOFIL DE LA KERR.

b) PROBLEMÁTICA.

La dentición humana, componentes esenciales del aparato estomatognático, están presentes en la cavidad bucal a partir de los 6 meses de edad, hasta la muerte del individuo o hasta que por diferentes causas el mismo los pierda. Isselhard (2003) menciona

Los dientes son muy importantes en múltiples funciones del organismo. Son esenciales para proteger la cavidad oral, en la ingesta y masticación del alimento, y en colaborar con el aparato digestivo para digerir la comida. Los dientes forman una dura barrera física que protege la cavidad oral. (Isselhard, 2003)

En el transcurso del desarrollo de las personas los dientes soportan diferentes tipos de presión ejercidas por fuerzas masticatorias o hábitos parafuncionales individuales de cada ser humano. En un artículo publicado por la revista ADM, hace referencia a lo siguiente:

Diferentes investigaciones han encontrado un gran rango de valores en la FM. Algunos ejemplos son: en hombres adultos jóvenes sanos se ha reportado un valor promedio 10 de 727 N (74.15 Kgf), ,en niños con dentición permanente y oclusión normal un valor de 425 N (43.35 11 Kgf), en mujeres jóvenes con enfermedad periodontal 12 un valor de 370 N (37.74 Kgf), en niños sanos con 13 dentición temporal un valor de 186.20 N (18.99 Kgf), en adultos mayores con dentaduras parciales removibles o 14 dentaduras totales un valor de 181 N (18.46 Kgf) y en niños con dentición mixta y mordida cruzada un valor de 15 114 N (11.62 Kgf). (Alfaro Patricia, 2012)

Hasta hace poco tiempo el material más confiable para realizar tareas de rehabilitación dental era la amalgama de plata, que con una buena técnica, es de gran durabilidad y su comportamiento a largo plazo es exitoso con alta resistencia mecánica y su costo reducido. Pero en la sociedad actual la estética se ha vuelto una meta y a veces una obsesión, y para lograrla la odontología juega un papel importante; es por eso que existe un gran avance en el campo de la estética, la estética impera a todos los niveles en la sociedad moderna, hasta tal punto que es no solo una petición por parte de los pacientes, sino una exigencia ante el odontólogo, para lograr esa estética se trabajó en un nuevo material restaurador, la resina o composite la cual ofrece grandes propiedades de estética, mecánicas y funcionales.

Con el paso del tiempo y el avance de nuevas tecnologías, se han creado varios compuestos de resinas de composite, como es el caso de las resinas nanohíbridas que presentan en su estructura cristales de sílice o partículas de diamante, con el firme objetivo de buscar

mayor resistencia flexural y a la compresión, menor contracción por polimerización y mayor estética.

En un estudio realizado en la Universidad Autónoma de Coahuila, se evaluaron resistencia flexural de tres tipos de resinas, obteniendo los siguientes resultados.

Los resultados obtenidos muestran que la resina Filtek Z250 XT® soportó una carga máxima de 86.084 N, un esfuerzo máximo de 161.408 MPa, un módulo de elasticidad de 8991.576 MPa. Brilliant® presentó una carga máxima de 62.591 N, el esfuerzo máximo de carga fue de 121.152 MPa y el módulo de elasticidad de 6532.10 MPa. La resina ENA HRi® mostró una carga máxima de 59.92, esfuerzo máximo de 112.36 MPa y un módulo de elasticidad de 5809.80 MPa. (Bonilla E, 2017),

Para los fabricantes de resinas compuestas es muy importante las propiedades físicas de las resinas, entre ellas la resistencia flexural es por eso que en la especificaciones técnicas de la resina Opallis; nos informan que, “la resina Opallis presenta resistencia a la flexión estadísticamente semejante a las resinas Tetric Ceram y Filtek Supreme y superior a las resinas Esthet X y Charisma” (FGM, 2010), presentando una resistencia por encima de los 130 MPa.

Dentro de los restauradores universales también tenemos a la Filtek Z350 de la 3M, cuyos valores de la resistencia a la flexión, está sobre los 60 Mpa, haciéndole una resina de alta calidad y gran resistencia para usos en el campo odontológico. (3M, 2017)

La resina compuesta Tetric Evoceram de Ivoclar Vivadent, según los estudios tiene una resistencia flexural de 120Mpa, esta resina al igual que las resinas a investigar es un restaurador universal, lo cual permite varios usos en odontología. (Ivoclar Vivadent, 2004)

La casa comercial Voco, tiene algunas alternativas de resinas para reconstrucción dental, entre ellos está la resina Grandio, que es un restaurador universal, con excelentes propiedades físicas y químicas, presenta una resistencia a la flexión de 162 Mpa. (VOCO, 2010)

De todos estos datos aportados, se puede observar la gran importancia de la resistencia flexural en los materiales de reconstrucción como son las resinas compuestas. Es por tal razón que es de gran beneficio estudiar la resistencia a la flexión de resinas compuestas Opallis y Neofil, estas dos marcas de resinas son muy utilizadas en el campo odontológico,

el análisis de los datos obtenidos brindarán información y datos de connotada relevancia en el ámbito de la odontología restaurativa.

Formulación del problema.

¿Existen diferencias en la resistencia a la flexión entre las resinas Opallis de FGM y Neofil de la KERR?

c) **JUSTIFICACIÓN**

En la actualidad, es esencial para los estudiantes y profesionales del campo de la odontología; tener un vasto conocimiento de los materiales dentales, en especial de las resinas que utiliza, en los tratamientos diarios para los diferentes casos clínicos que el profesional los resuelve. Las resinas al ser un sustituto dentinario y de esmalte en las restauraciones dentales están sometidas a diferentes medios químicos y físicos, en especial a fuerzas que deforman su estructura, induciendo a una pérdida de su resistencia estructural y con el pasar del tiempo terminando en una fractura.

La presente investigación es de connotada relevancia, debido a que con los resultados obtenidos en las mediciones de los bloques de resina, nos permitirá conocer los valores reales de la resistencia flexural de las resinas a estudiar, en vista que la resina Neofil de la KERR no presenta especificaciones técnicas.

Este estudio será de gran aporte a la comunidad odontológica, a la hora de elegir una resina, para cada caso clínico, en vista que una resina con mayor resistencia flexural tendrá mayor resistencia a la fractura en brechas anchas.

La investigación será dirigida a los profesionales odontológicos y estudiantes que utilizan estas resinas en sus trabajos diarios, con el firme objetivo de dar garantía y calidad a su trabajo.

En vista de que la investigación odontológica avanza a grandes pasos y las técnicas y materiales están renovando de manera constante, conocer las propiedades físicas de los materiales dentales, no solo ayudará al odontólogo a desempeñar en su labor diaria, también será un apoyo fundamental para el equipo encargado de producir estos materiales, ayudando a mejorar las resinas compuestas y ofreciendo productos cada vez mejores, con el único fin de buscar la excelencia en la atención de nuestros pacientes.

De la misma manera, esta investigación buscará aportar nuevos datos de resinas de uso común y como es el caso de la resina Neofil, no presenta información técnica, sería un gran avance y aporte de información científica, así como la apertura de un nuevo campo de investigación, colaborando con la mejora de la atención en el campo de la odontología.

d) OBJETIVOS

Objetivo General

Determinar la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nanohíbridas, Opallis de la FGM y Neofil de la KERR.

Objetivos específicos.

- Determinar la resistencia a la flexión de la resina compuesta nanohíbrida, Opallis de la FGM. Determinar la resistencia a la flexión de la resina compuesta nanohíbrida, Neofil de la KERR.
- Comparar los resultados obtenidos, en las mediciones de las dos resinas compuestas nanohíbridas.

e. ESQUEMA DE MARCO TEÓRICO

1.4 RESINA COMPUESTA

1.4.1 HISTORIA

1.4.2 DEFINICIÓN

1.5 COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS.

1.5.1 MATRIZ RESINOSA

1.5.2 PARTICULAS DE RELLENO

1.5.3 AGENTE DE CONEXIÓN O ACOPLAMIENTO

1.6 CLASIFICACION DE LAS RESINAS COMPUESTAS

1.6.1 CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA

1.6.2 CLASIFICACIÓN SEGÚN SU SISTEMA DE ACTIVACIÓN

1.6.3 CLASIFICACIÓN SEGÚN SU CONSISTENCIA

1.6.4 CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS SEGÚN EL TIPO DE RELLENO

1.7. PROPIEDADES FISICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

1.4.7.1 VARIACIÓN DIMENSIONAL TERMICA

1.4.7.2 CONDUCTIVIDAD TERMICA

1.8 PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS RESINAS COMPUESTAS

1.4.7.3 SORCIÓN ACUOSA

1.4.7.4 MODULO DE ELASTICIDAD

1.4.7.5 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN Y A LA TRACCIÓN

1.4.7.6 ESTABILIDAD DE COLOR

1.4.7.7 RADIOPACIDAD

1.4.7.8 CONTRACCION DE POLIMERIZACION

1.5 RESINAS COMPUESTAS USADAS EN EL ESTUDIO

1.5.1 RESINA NANOHIBRIDA OPALLIS

1.5.2 RESINA NANOHIBRIDA NEOFIL

2. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN

f. METODOLOGÍA

MATERIALES Y MÉTODOS.

Tipo de estudio

Estudio comparativo: Se encarga de comparar la resistencia a la flexión, que tienen los bloques de resina Opallis frente a la resina Neofil.

Estudio observacional: Se encarga de observar el material que presenta mayor resistencia a la flexión al ser sometido a flexión en una máquina universal de fuerzas.

Experimental: Las variables serán sometidas a una manipulación en condiciones controladas y posteriormente se describirá los resultados.

Población:

Resinas compuestas nanohíbridas, Opallis de FGM y Neofil de KERR

Muestra:

Tipo de muestra:

No probabilística (por conveniencia): el muestreo por conveniencia es una técnica de muestreo no probabilístico en el cual los sujetos son seleccionados dada la conveniente accesibilidad y proximidad de los sujetos para el investigador.

Tamaño de la muestra:

Se elaborará 40 bloques de resina, de 25mm x 2mm x 2mm; distribuidas en dos grupos: 20 bloques de la resina Opallis y 20 bloques de la resina Neofil, resultando un total de 40 muestras elaboradas.

Criterios de inclusión

- Todas las muestras que fueron incluidas para el estudio, cumplirán con las medidas establecidas, la cual será corroborada con un Vernier o Pie de Rey.

Criterios de exclusión

- Las muestras que serán excluidas, son las que presentaran defectos estructurales; como burbujas o líneas de fractura.
- Y las muestras que no presentan las dimensiones establecidas.

Procedimientos y técnicas:

En la fabricación de muestras se elaborarán, 20 bloques de resina compuesta Opallis y 20 bloques de resina compuesta Neofil, dando un total de 40 muestras, los bloques de resina serán elaboradas bajo normas ISO 4049, lo cual consiste en muestras de 25mm x 2mm x 2mm.

Sobre un fondo negro que puede ser tela o cartulina se colocará una loseta de vidrio, y la matriz metálica.

Se procederá a colocar resina en la matriz metálica en incrementos de 1mm de espesor, para finalmente fotopolimerizar por un tiempo de 20 segundos, con una lámpara Gnatus en modo Ramp a 100nW/cm², primero en el centro luego a los extremos del bloque de resina. Para estandarizar la distancia de fotopolimerización y alisar la pared superior del bloque se utilizó un portaobjetos rígido de vidrio.

Posterior a este procedimiento las muestras serán llevadas a la máquina universal de fuerzas para la obtención de los datos respectivos.

Operacionalización de Variables

VARIABLES	DEFINICION	INDICADOR	ESCALA	CATEGORIA
Resina compuesta	Es un material orgánico Sintético rígido e	Resinas microhíbridas que poseen partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila entre 20 a 60n	Nominal	Resina Opallis
INDEPENDIENTE	Indeformable constituido por una matriz orgánica y un relleno inorgánico		Nominal	Resina Neofil
Resistencia a la flexión	Resistencia de un cuerpo a una carga en el momento de fracturarse	Esfuerzo máximo de la fibra desarrollado en una probeta justo antes de que se agriete o se rompa en un ensayo de flexión.	Razón	Megapascal (Mpa)
DEPENDIENTE				

g. PRESUPUESTO Y FINANCIAMIENTO

DETALLE	CANTI DAD	DESCRIPC IÓN	COS TO	TOT AL	FINANCIA MIENTO
GUANTES	1	CAJA	11	11	TESISTA
KIT DE RESINAS OPALLIS	1	KIT	170	170	TESISTA
KIT DE RESINAS NEOFIL	1	KIT	90	90	TESISTA
LÁMPARA DE FOTOCURADO 1000nw Gnatus	1	UNIDAD	320	320	TESISTA
KIT DE ESPÁTULAS DE RESINA	3	UNIDADES	25	75	TESISTA
MOLDES DE 25mm x 2mm x 2mm	1	UNIDAD	30	30	TESISTA
MÁQUINA UNIVERSAL DE FUERZAS	1	EQUIPO ALQUER	100	100	TESISTA
PIE DE REY	1	UNIDAD	10	10	TESISTA
LOSETA DE VIDRIO	1	UNIDAD	2.00	2.00	TESISTA
CÁMARA FOTOGRÁFICA					TESISTA
TOTAL				776	TESISTA

h. BIBLIOGRAFÍA

3M. (2017). Perfil técnico del producto. 28.

Alfaro Patricia, A. F. (Mayo-Junio de 2012). Fuerza de mordida: su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos. Parte I. *Revista ADM, LXIX(2)*, 54.

Anusavice, K. J. (2004). *Ciencia de los materiales dentales*. España: Elsevier.

Bonilla E, A. P. (Septiembre - Diciembre de 2017). EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES RESINAS COMPUESTAS. *RODYB, I (3)*, 33 a 36.

Bonilla, A. F. (2017). EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES RESINAS COMPUESTAS. . *RODYB*, 34.

FGM. (2010). Perfil Técnico de Opallis.

Guillen, X. (2010). *FUNDAMENTOS DE OPERATORIA DENTAL*. Portoviejo: Dreams Magnet.

Hatrik. (2011). *DENTAL MATERIALS*. United States Of America : ELSEVIER.

Hatrik Carol, E. S. (2012). *Materiales Dentales: Aplicaciones Clínicas*. México: Manual Moderno.

Hervas Adela, M. M. (2006). Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cirujía Bucal*, 217.

Huayhua Revolledo, E. D. (2013). ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA COMPRESIVA DE RESINAS COMPUESTAS MICROHIBRIDAS Y NANOHIBRIDAS . *UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS* , 46.

INSTRON. (17 de 04 de 2018). *Definición de Resistencia a la Flexión*. Obtenido de <http://www.instron.com.ar/es-ar/our-company/library/glossary/f/flexural-strength>

ISO 4049. (2000). Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials. *INTERNATIONAL STANDARD*.

- Isselhard, B. (2003). *Anatomía de las estructuras orofaciales* (Vol. Séptima edición). St. Louis: Mosby.
- Ivoclar Vivadent. (10 de 2004). *Documentación Científica Tetric Evoceram*.
- Jácome, J. (2015). Microdureza superficial de tres resinas compuestas nanohíbridas y tres resinas compuestas fluidas de diferentes casas comerciales frente a la acción de una bebida carbonatada. *UCE*.
- KERR. (2014). Catálogo de Perfil Tecnico. *Kerr*, 6.
- Lopez, O., Acebedo, J., Joya, L., & López, A. (2011). EVALUACIÓN DE LA INTENSIDAD DE SALIDA DE LA LUZ DE LAS LÁMPARAS DE FOTOCURADO DE UNA CLÍNICA DENTAL. *Revista Colombiana de Investigación en Odontología*, 24-32.
- Martinez, J. (s.f.). ESTUDIO DE BIOCOPATIBILIDAD DE DOS COMPOSITES DE BAJA CONTRACCIÓN SOBRE CÉLULAS MADRE DE ORIGEN DENTAL. MURCIA: Universidad de Murcia .
- Mount, G. J. (1999). *Consercación y restauración de la estructura dental*. España: Harcount Brace.
- Norberto, C. (2010). Unidades y Protocolos de Fotocurado. *Boletín Informativo de la Academia Colombiana de Operatoria Dental Estética y Biomateriales*, 1-9.
- OPALLIS. (2010). Perfil Técnico . *Kerr*, 1.
- Revilla Quispe, M. S. (2011). Microdureza superficial in vitro de resinas de nanotecnología, frente a la acción de dos bebidas carbonatadas. *Universidad de San Marcos*.
- Rodriguez, D. P. (10 de 05 de 2007). EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS ACTUALES EN RESINAS COMPUESTAS. *Acta odontológica venezolana*, 26. Obtenido de https://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp
- Ruiz, C. F. (2003). Propiedades mecánicas de resinas. *Avances en Odontoestomatología*.
- Sanches Carlos, M. M. (2009). Materiales de resinas compuestas. *ADM*, 11.

Santa Cruz, Y. (2011). Resistencia Flexural de una Resina de Nanopartículas Utilizando Dos Técnicas de Polimerización con Luz Emitida Por Diodos. *Universidad de San Martín de Porres*.

Tauquino Alvarez, J. F. (2002). Evaluación in vitro de la microdureza superficial de una resina compuesta microhíbrida, una resina compuesta fluida y un cemento ionómero vítreo de restauración frente a la acción de una bebida carbonatada. *Universidad Mayor de San Marcos*, 7.

VOCO. (04 de 06 de 2010). *Grandio Información Científica*.

Zeballos, L. L. (2013). MATERIALES DENTALES DE RESTAURACIÓN. *Scielo*.
Obtenido de http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?pid=S2304-37682013000300005&script=sci_arttext

Anexo 4

English Speak Up Center

Nosotros "English Speak Up Center"

CERTIFICAMOS que

La traducción del documento adjunto solicitada por el señor **JOSÉ LUIS SARANGO GUILLAS** con cédula de ciudadanía número **1105152357** cuyo tema de investigación se titula: "**Evaluación in vitro de la resistencia a la flexión de dos resinas compuestas nano híbridas, OPALLIS de la FGM y NEOFIL de la KERR.**", ha sido realizada por el Centro Particular de Enseñanza de Idiomas "English Speak Up Center".

Esta es una traducción textual del documento adjunto, y el traductor es competente para realizar traducciones.

Loja, 6 de agosto de 2018


Mgs. Elizabeth Sánchez Burneo

DIRECTORA ACADÉMICA

