



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DESCRIPCIÓN FÍSICO-QUÍMICA DE RESTAURACIONES
INDICADAS PARA ABFRACCIONES.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

ANDRÉS JAHIR HUERTA ZÚÑIGA.

TUTOR: Dr. GABRIEL SÁEZ ESPÍNOLA.

Handwritten signatures and notes:
10/1/20
Gabriel Sáez Espínola



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ÍNDICE

I. Introducción.	3
1.1 Propósito en revisión bibliográfica.	4
1.2 Objetivos.	4
II. Contenido Temático.	6
2.1. ABFRACCIONES.	6
2.2. IONÓMEROS DE VIDRIO.	9
2.2.1. Clasificación por su composición y reacción de endurecimiento.	11
2.2.2. Indicaciones y usos.....	12
2.2.3. Composición química.	13
2.2.4. Reacción química.....	14
2.2.5. Biocompatibilidad.	15
2.3. RESINAS COMPUESTAS.	17
2.3.1. Composición.	17
2.3.2. Agentes extras en resinas compuestas.....	19
2.3.4. Clasificación por su tamaño de partícula.	20
2.3.5. Clasificación según su consistencia.....	22
2.3.6. Clasificación por su tipo de activación.....	23
2.3.7. Indicaciones.	24
2.3.8. Propiedades de resinas compuestas.....	24
2.4. REVISION DE ARTICULOS.	27
III. Conclusiones.	38
IV. Referencias Bibliográficas:	39

I. Introducción.

El término de “Abfracción” es introducido propiamente por Grippo Jo. En 1991(1–3), pero, las lesiones a nivel cervical son mencionadas mucho antes en la literatura por Zsigmondy en 1894 (4). En 1907 a estas lesiones se les denomina como “lesiones cervicales no cariosas” (por sus siglas en inglés NCCL) por Miller WD (5). En 1984 Lee y Eakle denominan a las erosiones a nivel del cuello de los dientes como de origen idiopático, los cuales presentan pérdida de tejido por fenómenos físico-químicos, tales como fuerzas excesivas sobre el diente y que actúan sobre esmalte, dentina y cemento(6).

A lo largo de la historia, en odontología, se han utilizado gran variedad de materiales para devolver la salud, función, estética y aliviar el dolor o molestia de las estructuras dentales. El tema que aborda este trabajo, se enfoca en la recopilación de fuentes de información en modalidad de una monografía, la cual abordara las características del comportamiento de dos grupos de materiales: **Resinas Compuestas** y **Ionómeros de Vidrio**. Su sorción, erosión ácida o solubilidad, estabilidad dimensional, comportamiento ante cargas en el momento de masticación.

Que por sus propiedades físico-químicas sean lo más idóneo para su utilización y estancia en cavidad bucal, con características de biocompatibilidad, que tengan un buen comportamiento y tiempo de vida razonable; los que se conforman a partir de una porción orgánica, inorgánica y agente de unión como lo son las **resinas compuestas**(7).

Los **ionómeros de vidrio** (o polialquenoato de vidrio). Wilson, en 1969, introduce el primer material de cemento de ionómero vítreo. Este producto conocido como ASPA (Silicato de Aluminio-Poliacrilato), fue introducido al mercado en 1970, agregando a la mezcla el característico ácido poli acrílico, y así obtener un material compuesto por un **ácido** (liquido) y **base** (polvo).

El diente una vez que erupciona por completo y entra en oclusión en la cavidad oral, tendrá un desgaste fisiológico normal, alrededor de 11 μm /año. Estos valores se pueden ver incrementados si se presenta alguna parafunción (movimientos mandibulares que no tienen propósito funcional-nutricional) (8).

La teoría más aceptada y que explica de mejor forma el fenómeno de la Abfracción es la teoría "Flexural del diente". Hace mención de que las fuerzas oclusales son transmitidas a través de las paredes axiales del diente, las cuales convergen en la zona cervical provocando un alto nivel de estrés (6,8). Las fuerzas que actúan en la zona cervical (estrés lateral) es mayor de 17MPa, es el límite de fuerza que puede soportar el esmalte en esta zona (8).

1.1 Propósito en revisión bibliográfica.

En el área odontológica los profesionales de la salud se enfrentan a distintas situaciones en su consulta clínica, alteraciones de estructuras (tamaño, forma y función), lesiones de los tejidos duros y blandos que conllevan a la pérdida de un estado de salud. Una de las lesiones que con frecuencia se encuentra en la consulta son las abfracciones; las cuales son lesiones en el tercio cervical de los dientes (clase V) pero que no están relacionadas con caries.

1.2 Objetivos.

En este trabajo se describirán las propiedades físico-químicas de los materiales que se utilizan mayormente para la restauración de lesiones por Abfracción; los ionómeros de vidrio y las resinas compuestas.

Se revisaran las características de biocompatibilidad, sorción, solubilidad resistencia a la compresión, resistencia flexura, resistencia al desgaste,

modulo elástico (Young), así como sus indicaciones y desempeño en la restauración de lesiones por Abfracción.

- Comparar el desempeño de distintos materiales del grupo de Resinas compuestas y Ionómeros de vidrio al utilizarse como material restaurador.
- Evaluar el desempeño mecánico de estos materiales buscando fuentes de información que nos aporten esta información.
- Comparar la diferencia de materiales ante fuerzas compresivas. Identificar cuáles son los mejores materiales según los resultados de las pruebas mecánicas en relación al grupo de resinas compuestas y ionómeros de vidrio.

II. Contenido Temático.

2.1. ABFRACCIONES.

El término de “Abfracción” se menciona por vez primera en el año de 1991 por Grippo. Utilizaba este término para diferenciar abfracciones de otro tipo de defectos dentales que pudieran ser de diferente origen etiológico(1–3). Antes de este término, se hacía referencia a este tipo de lesiones como “lesión cervical erosiva” de origen idiopático(6). Los primeros registros en referirse a este tipo de lesiones data de 1894(4).

La Abfracción se puede definir como un proceso físico-químico resultante del estrés oclusal biomecánico actuando sobre el tercio cervical del diente (tracción, elongación y compresión), resultando esto en una cavitación de forma muy particular en grietas y estrías de alrededor de 45° y 120° (lesión en forma de cuña) en la unión cemento-esmalte debido a la formación de fisuras y estas ir acompañadas de otros factores como: erosión, abrasión, dando como resultado lesiones de origen multifactorial(1–3,8–13).

Así, esto es considerado como fatiga debido a que las fuerzas oclusales ejercen fuerzas flexurales sobre el diente(8).

Las estructuras dentales pueden ser afectadas por un gran número y variedad de lesiones, entre ellas unas muy características, las Abfracciones, las cuales se caracterizan por no ser causadas por bacterias, su ubicación se encuentra en el tercio cervical de las estructuras dentales (en superficies vestibulares, linguales o palatinas) (4–6). Este tipo de lesiones tiene mayor prevalencia en premolares y en molares(9). **Las resinas compuestas y los ionómeros de vidrio son los materiales más utilizados para la restauración de las lesiones cervicales no cariosas (NCCL) (8).**

CARACTERÍSTICAS MORFOLOGICAS.

Por su forma, se pueden clasificar este tipo de lesiones en 3 categorías(8):

- Lesiones en forma de “C”.
- Lesiones en forma de “V”.
- Lesiones mixtas.

Algunas veces, las abfracciones están acompañadas de recesiones gingivales, aunque la gran mayoría de este tipo de lesiones se encuentra por arriba de la encía, también se pueden encontrar por debajo de ella (8).

Por la extensión de la lesión, se clasifican en 3 categorías (9,10):

- I- Lesión abarca únicamente el esmalte.
- II- Lesión abarca esmalte- dentina.
- III- La lesión afecta a esmalte, dentina y la cámara pulpar del diente ya está comprometida.

Con frecuencia las abfracciones que abarcan esmalte-dentina representan una alteración estética a las estructuras dentales, la mayoría de los pacientes refieren algún tipo de sensibilidad(10). Debido a que hay una exposición de los canales o túbulos dentinarios que han quedado expuestos, y estos al encontrarse en una zona íntimamente relacionada a la cámara pulpar incrementa la permeabilidad, y por lo tanto, ocurre un movimiento de líquido dentinario, propuesto por Brannstrom (10), hay un

estímulo en una gran cantidad de terminaciones nerviosas periféricas de la cámara pulpar. Recordemos que, la hipersensibilidad puede darse por un estímulo químico, térmico o en este caso, osmótico(10).

2.2. IONÓMEROS DE VIDRIO.

En el año de 1969, resultado de una constante innovación, Wilson y Kent presentaron y establecieron las bases de uno de los materiales más utilizados en la actualidad, en una búsqueda de mejorar los cementos de silicato, así, se da origen a los ionómeros de vidrio (patentados en 1969) o polialquenoato de vidrio(14–16). Su norma correspondiente a la ADA actualmente es la 96 (material cementante, material para forro o base y como material restaurador).

Los primeros resultados sobre este nuevo material fueron publicados en British Dental Journal con el título de “Un nuevo cemento traslúcido” en 1972.

Con propiedades y comportamiento muy similares a las del diente natural. Estos investigadores desarrollaron una mezcla con polvo de silicato y el líquido del cemento de policarboxilato de zinc(15), esto gracias a la reacción de aluminosilicatos con el ácido poliacrílico, obteniendo así una de sus principales características: adhesión específica y liberación constante de fluoruro(17).

En un inicio, a este material se le denominó como ASPA, en Europa en 1975 (Alumino, silicato y poliAcrilato), introducido en Norte América en 1977 y en Latinoamérica a finales de los 70's(15). Mostraba muchas desventajas en sus principios, tiempos prolongados de fraguado, consistencia irregular, muy sensible a la humedad y con molestias post-operatorias(14).

En odontología, por muchos años se ha tratado de crear un material que pueda presentar las propiedades de estructuras como el esmalte y dentina, esto ha originado una gran variedad de materiales dentales, resultado de esta búsqueda, a su vez, esto ha ayudado a la mejora de los materiales y técnicas empleadas para la restauración de tejidos dañados.

Un biomaterial es aquel que se comporta lo más parecido al tejido natural de acuerdo a la zona donde se requiera utilizar, teniendo así, la capacidad

de igualar sus propiedades lo más cercano al tejido biológico a reemplazar(14).

Algunas de estas características son(14):

- Bioestabilidad.
- Funcionalidad.
- Biocompatibilidad.
- Esterilidad.

El cemento de polialquenoato de vidrio son materiales con una presentación de polvo (aluminofluorosilicatos de calcio o estroncio [Base] - líquido (un polímero soluble en agua o también denominado, poliácido [Ácido]), teniendo una reacción ácido-base, la cual promueve un intercambio iónico, y así, el porqué de su adhesión específica(14,17).

- Silicatos: se atribuía su acidez al ácido orto fosfórico (creían en ese entonces el inconveniente con este material era la acidez).
- Policarboxilatos: Muy poco estéticos (el óxido de zinc le confería una alta opacidad).
- Fosfato: alta acidez y opacidad.

El primer ionómero de vidrio como material odontológico restaurador fue el Fuji II. A partir de ese punto los materiales han mejorado su estructura y se han agregado compuestos para mejorar sus propiedades, tal como la

“mezcla milagrosa”, se añade polvo de aleación de amalgama al vidrio o se agrega partículas de plata sinterizada, así se da origen a los Cermets (ionómeros de vidrio reforzados con metal [Cerámica + metal]) o Mixturas (agregar partículas de plata, oro, platino a la mezcla) (14).

Se llegó a experimentar en su composición con componentes que hicieran endurecer al material mediante foto iniciadores (luz)(14).El primero en esta categoría fue el Vitrebond de la casa comercial 3M, en su composición contenía cristales de estroncio, liberaban flúor y el ácido poliacrílico, que contenía HEMA (hidroxietil metacrilato)(14).

Anteriormente los ionómeros de vidrio convencionales tenían una fuerza de adhesión al diente de 5MPa; con la aparición de los ionómeros de vidrio de alta viscosidad (HV) se han registrado fuerzas de unión de 12-15MPa (15,16).

Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina (CIVMR) se introdujeron a finales de los 80´s para su uso como base cavitaria. Se componen de 80% de ionómero de vidrio y 20% de resina fotopolimerizable (14).

Así se obtuvo ionómeros de vidrio que endurecían por dos medios:

- Ácido-base.
- Foto polimerización.

2.2.1. Clasificación por su composición y reacción de endurecimiento.

- **Cementos de ionómero de vidrio convencionales:**
Constituidos por polvo, que son, cristal, flúor alúminosilicatos; y un líquido, ácido poli acrílico. Endurecen por reacción de ácido-base,

su fraguado es químico y no se necesita de algún tipo de luz especial para obtener su consistencia final. Hay 2 subgrupos (18):

- **Ionómeros de vidrio de alta densidad.**

- **Ionómeros remineralizantes.**

- **Cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas:**
Su contenido en polvo es el mismo que en los convencionales, pero el líquido se constituye por ácido poli carboxílico, teniendo un fraguado ácido-base y completándose con foto polimerización. Estos también se dividen en 2 sub-grupos (18):
 - **Ionómeros vítreos modificados con resinas fotopolimerizables.**

 - **Ionómeros vítreos modificados con resinas autopolimerizables.**

2.2.2. Indicaciones y usos.

- **Material cementante:**
- Para unir al diente restauraciones indirectas, colocación de brackets y materiales metálicos (excepto oro), restauraciones metal-porcelana, restauraciones cerámicas puras, zirconio y postes endodónticos (14,17).

- **Forro o base:**

Como forro debe emplearse en grosores de máximo 25 micrómetros y se utiliza con una consistencia fluida, como material de base deberá tener por lo menos 0.5mm de grosor y tener una consistencia de migajón, tiene adhesión específica (iónica) y constante liberación de flúor (cariostático) (14,17).

- **Material de restauración:**

Para reconstrucción de muñones (14,17).

2.2.3. Composición química.

Polvo:

Flúor alúmino-silicato de calcio, compuesto por fluoruro de calcio (34.3%), dióxido de silicio (29%), óxido de aluminio (16.5%), fosfatos de aluminio y fluoruro de sodio (14,17).

Líquido:

Compuesto en un 47% de ácidos copolímeros en solución acuosa, relación 2:1, donde el ácido poliacrílico está en mayor proporción que el ácido itacónico. El ácido itacónico reduce la viscosidad e inhibe la gelación. El ácido tartárico disminuye el tiempo de fraguado (14,17).

Agua:

Compuesto indispensable para la utilización del material. Nos proporciona las condiciones en el entorno para que se realicen los intercambios iónicos. El exceso o ausencia de agua en el medio provoca que el material se vuelva quebradizo y no cuente con las propiedades y características óptimas para su empleo (14,17).

Formas de presentación:

- Polvo / líquido autopolimerización.
- Polvo / líquido fotopolimerización.
- Pasta / pasta fotopolimerización.

- Cápsulas.

Proporciones clínicas:

- Restauración: 2 medidas de polvo y 1 de líquido.
- Protección cavitaria: 1 medida de polvo y 1 de líquido.
- Cementación: 1 medida de polvo y 2 de líquido.

2.2.4. Reacción química.

Material de reacción ácido-base. El calcio y aluminio del material, al mezclarse con el líquido (poliácido carboxílico) en medio acuoso forman electrólitos (17). La porción ácida al interactuar con los cristales, dará origen a sales iónicas de calcio, estroncio, zinc, flúor y aluminio, para que así, la sílice contenida en la parte del polvo forme el núcleo. El flúor estará libre y se liberará en la periferia como fluoruro de sodio (14). La reacción es completada alrededor de las 24 horas, durante este tiempo el material es muy hidrosoluble y es aconsejable el uso de barnices o materiales que lo aíslen del medio (17).

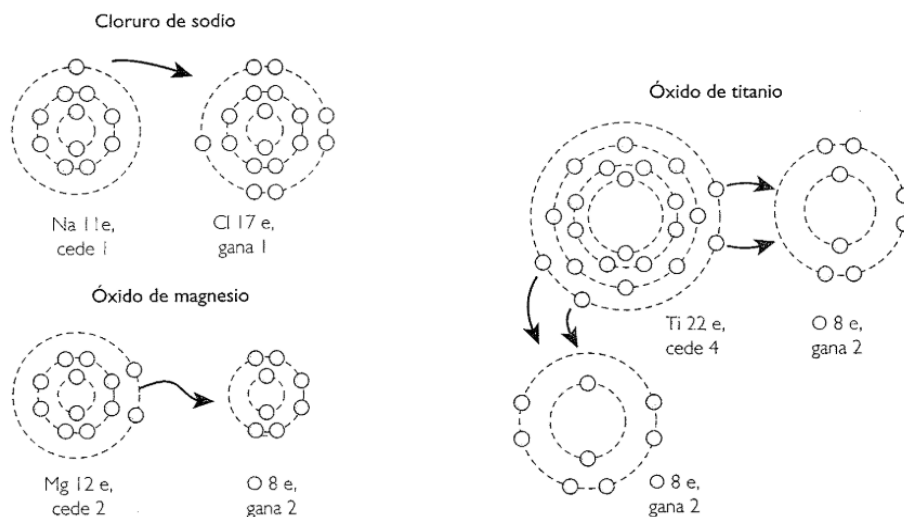


Figura 1. Ejemplos de enlaces iónicos (F. Barceló, J. Palma. Pág. 16)

2.2.5. Biocompatibilidad.

Se podría pensar que la molécula al ser ácida, se esperaría una respuesta irritante significativa, pero, al ser un ácido débil el que reacciona y con un peso molecular que no le permite penetrar en los túbulos dentinarios, la irritación es menor, aun así, es recomendable el uso de un forro cavitario (17).

Poseen una gran capacidad de adhesión al esmalte y dentina gracias al intercambio iónico con la hidroxiapatita. En esta superficie se repelen los iones de fosfato, así, en la superficie dental hay policarboxilato y en la del cemento iones de calcio y fosfato provenientes del diente (14).

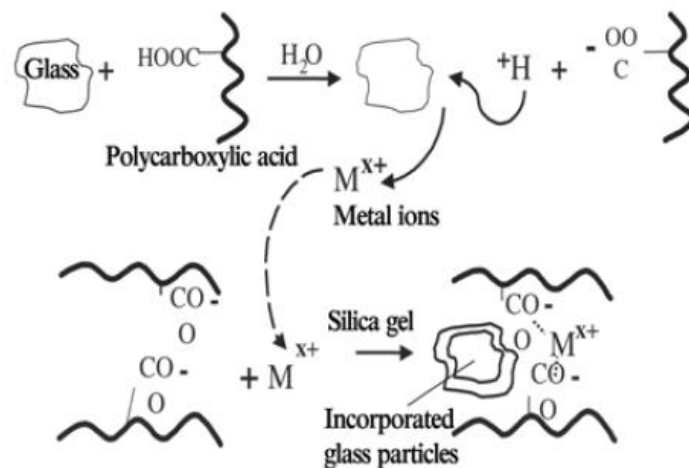


Figura 2. Esquema de la reacción de polimerización ionómero de vidrio, 3M Ketac Cem, perfil técnico del producto. Pág. 6.

El ionómero de vidrio tiene excelentes propiedades aislantes térmicas, un valor alto de resistencia a la compresión ante carga (transcurridas 24

horas desde su colocación), tiene un pH entre 4 y 5, por lo que debe prepararse en no más de 20-30 segundos, y aplicarse en la preparación dentaria inmediatamente, debe tener una superficie brillante el material (14,17).

La adhesividad se incrementa si se utiliza un acondicionante (líquido de ácido poliacrílico entre 10 y 25%), se utiliza por 30 segundos frotando la superficie donde se aplicará el material, después se lava por 10 segundos y así se retira el smear layer, se seca con torunda de algodón (14).

2.3. RESINAS COMPUESTAS.

Los composites o resinas compuestas son materiales originados por la unión de 2 o más compuestos de diferente naturaleza, en combinaciones de tres dimensiones que les confieren características y propiedades estructurales elevadas (19).

Este grupo de materiales están bajo las normas de ADA 27 y la ISO 4049, las cuales regulan sus lineamientos de aplicaciones y características de materiales a base de resina.

2.3.1. *Composición.*

- **Matriz:** Formada por un monómero bi-funcional. Los más comúnmente utilizados son Bis-GMA (Bisfenol-A Glicidil-metacrilato) y UDMA (Dimetacrilato de uretano) o también algún compuesto con la unión de estos dos monómeros.

A temperatura ambiente son muy viscosos, por lo que se les agrega diluido un monómero más, el TEGMA (Tietilenglico 6 dimetacrilato), así el material es más manipulable (19).

- **Relleno o fase inorgánica:**

Está formada por cristales de bario y sílice, vidrios como el cuarzo, aluminio y silicatos de litio. Este tipo de relleno mejora las propiedades de la resina compuesta (19). Al integrar esta matriz al material le da una mejor estabilidad ante la contracción por polimerización, sorción, coeficiente de expansión térmico, resistencia a la abrasión, compresión y tracción, disminuye su rigidez y aumenta su módulo elástico (20).

- **Material de unión o acoplamiento:**

La forma de integrar todos estos materiales mencionados dentro de la resina compuesta, es por medio de un agente de unión necesario para que se conecten entre sí, de esto se encarga un metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS) así se hace posible integrar las partes inorgánicas y orgánicas en una misma (19,20).

Este agente de unión también incrementa el desempeño físico-mecánico de la resina compuesta, ya que establece un medio para transferir tensión (de la matriz resinosa) a la porción de carga (matriz inorgánica o de relleno), así como la ganancia de agua (20).

- **Sistema activador:**

Se marca el inicio de la polimerización cuando un agente se prepara para formar un radical libre, el cual, para hacer que la resina endurezca o solidifique (21) hará que los monómeros que la constituyen se agrupen en polímeros largos, y esto es gracias al agente iniciador, iniciadores y activadores determinan la forma de polimerización (19).

Las canforoquinonas, fenilpropanodiona, lucerin u otras diquetonas, al entrar en contacto con ciertas ondas de luz (400 – 510nm) se excitan y esto hace que interactúen con una amina alifática que actúa como fotoiniciador (19) y cuando es por iniciador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxi-etil-p-toluidina) por medio de 2 pastas (base y catalizador) (20).

Tabla 1. Factores que intervienen en la polimerización de composites, A. García, M. Ángel, pág. 218.

Factor	Repercusión clínica
Tiempo de polimerización	Depende de: Color del composite, potencia de la lámpara, profundidad de la cavidad, espesor de la capa, estructuras dentales interpuestas, cantidad de relleno del composite
Color del composite	Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de polimerización (60 segundos a profundidad máxima de 0,5mm).
Temperatura	El composite a temperatura ambiente polimeriza en menos tiempo y con mayor rapidez.
Espesor de la capa de composite	Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm de espesor.
Tipo de relleno	Los composites microfinos polimerizan peor que los de mayor carga.
Distancia entre foco de luz y composite	Distancia óptima: <1 mm, con la luz perpendicular al material.
Calidad del foco de iluminación	Longitud de onda entre 400 y 500 nm. La intensidad de la luz debe ser igual o mayor de 600 mW/cm ² para asegurar un mínimo de 400 en el primer incremento de composite en cavidades posteriores.
Contracción de polimerización	Depende de la cantidad de fase orgánica.

2.3.2. Agentes extras en resinas compuestas.

- **Inhibidores de la polimerización:**

Compuestos que estabilizan y alargan la vida de almacenamiento de la resina compuesta, así como su tiempo de trabajo en clínica; el éter monometílico de hidroquinona (22).

- **Aceleradores de la polimerización (quimiopolimerizables):**

Actúan sobre el peróxido de benzoilo y una amina terciaria aromática, un sistema que permite una quimio polimerización más rápida y de tiempos clínicos aceptables, el DMAEM (Dimetilamino etilmetacrilato), el EDMAB (etil-4-dimetilaminobenzoato), CEMA (N,N-cianoetil-metilanilina) (22).

- **Opacificadores y modificadores:**
Modulan la translucidez y color de las resinas compuestas (19).
- **Pigmentos:**
Regulan los tonos de las resinas compuestas (19).
- **Radioopacificadores:**

Se agregan sales de bario para dar radio opacidad a las resinas compuestas, ya que, por sí mismas son radiolúcidas (19).

2.3.4. Clasificación por su tamaño de partícula.

- **Macrorelleno:**
El tamaño de sus partículas de relleno va de 10 y 50 μm , estas resinas eran utilizadas en el sector posterior, ya que por su tipo de relleno se desempeñaban mejor en zonas posteriores con fuerzas compuestas a la masticación, eran opacas, rugosas y se dificultaba el terminado al alto brillo (19).
- **Microrelleno:**
El tamaño de las partículas de relleno oscilan entre 0.01 y 0.04 μm , tenían un mejor aspecto estético, facilitaban su alto brillo y terminado, pero, el tipo de partícula de relleno evitaba que se desempeñara de forma ideal ante cargas mecánicas del sector posterior, por lo que su indicación era colocarlas en zona anterior (19).

- **Híbridas:**

Se logra un tamaño de partícula de 0.6 y 1 μm con el uso de partícula fina de cristales de cerámicas y relleno de sílice coloidal. Así las propiedades mecánicas de este tipo de material adopta lo mejor de las resinas de macro y Microrelleno, al soportar fuerzas mecánicas altas y tener un buen acabado y pulido, confiriendo mejores propiedades ante desgaste (19).

- **Microhíbrida:**

El tamaño de partícula va desde 0.04 -0.08 μm , son partículas sub-micrónicas que facilitan la homogenización del material y así, este puede utilizarse en sector anterior y posterior (resinas compuestas universales) (19).

- **Nanorelleno:**

Estas resinas se han desarrollado recientemente, sus partículas de escala “nano” que es menor a 10nm (0.01 μm) las cuales forman grupos de “nanoclusters [partículas de zirconia y sílice]” con un tamaño aproximado de 76nm. Poseen una alta traslucidez y acabado, por sus propiedades mecánicas se pueden utilizar en sector anterior como posterior (19).

- **Nanohíbrida:**

Tamaño de partícula menor de 10nm (0.01 μm) hasta 0.08 μm . Es lo más reciente en el desarrollo de resinas, combina el tamaño de partículas de Nanorelleno con las resinas microhíbridas (19).

2.3.5. Clasificación según su consistencia.

- **Resinas de baja viscosidad o fluidas:**

Tienen un menor porcentaje de material de relleno (matriz inorgánica) y se les añade reológicos para que aumente su fluidez. Así se ve aumentada su capacidad de humectación alta en la superficie del diente, evitando la formación de burbujas de aire entre la interface diente-restauración, tiene alta elasticidad (3,6 - 7,6 GPa), así puede regular la contracción de polimerización (4-7 %) de forma que asegura una continuidad entre diente-restauración. **Indicados para restauraciones de clase V, abfracciones**, restauraciones oclusales mínimas (19,20,22).

- **Resinas de viscosidad intermedia o convencionales:**

Tienen alta elasticidad y mínimo desgaste, son de tipo microhíbridas por su tamaño de partícula y por esto son las de uso más común (19).

- **Resinas de alta viscosidad o condensables:**

Son resinas muy densas, asemejan la consistencia de manipulación de una amalgama. Su viscosidad está dada por un compuesto llamado PRIMM (Polimeric Rigid Inorganic Matrix Material) a partir de compuesto Bis-GMA ó UDMA, contiene del 77-83% de su peso en relleno, posee alta rigidez y resistencia al desgaste, un mejor punto de contacto para zonas posteriores, pero, su manipulación es complicada dada su viscosidad (19,20).

Tabla 2. Tipo de resinas y su material de relleno, Rodríguez D, Pereira N, pág.8.

Tipo de resina	Tamaño del relleno (μm)	Material de relleno
Macrorelleno	10 – 40	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	0.01 – 0.1	Silice coloidal
Hibrida	15 – 20 y 0.01 – 0.05	Vidrio y silice coloidal
Híbridos modernos	0.5 – 1 y 0.01 – 0.05	Vidrio, zirconio y silice coloidal
Nanorelleno	<0.01 (10 nm)	Silice o zirconio

2.3.6. Clasificación por su tipo de activación.

- **Quimiopolimerizables:**

La amina terciaria actúa como donador de energía para activar al peróxido de benzoilo. Este sistema utiliza una pasta base y otro catalizador (21).

- **Fotopolimerizables:**

Debe estar presente una fuente lumínica con un rango de intensidad de 420-470nm para activar la canforoquinona o alguna otra dicetona empleada como iniciador, están presentes en un 0.03-0.1%; que interactúan con una amina alifática terciaria (21).

- **Duales:**

Se presenta en forma de pasta base-catalizador y contiene iniciadores químicos tanto como lumínicos.

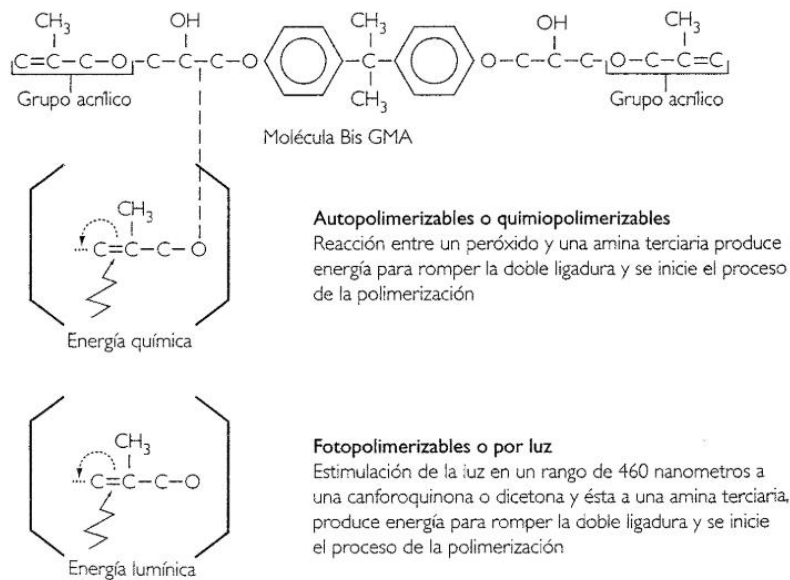


Figura 3. Procesos de Químico polimerización y fotopolimerización
 Federico Barceló. Materiales dentales: conocimientos básicos
 aplicados, Pág. 106.

2.3.7. Indicaciones.

Se utilizan como material de restauración en lesiones de tipo I – V en dientes, ya sean anteriores o posteriores (se recomienda su uso en incrementos de 1-2mm por capa), como material sellador de foseas y fisuras, material cementante y reconstrucción de muñones protésicos (17).

2.3.8. Propiedades de resinas compuestas.

Resistencia al desgaste:

Es la capacidad de oponerse a la pérdida de estructura superficial. Va en relación con las partículas de relleno de la resina y de la zona en la que se encuentre (anterior o posterior) ya que en la zona posterior se efectúa el proceso de masticación y constantemente se dan contactos oclusales (19).

Contracción por polimerización:

La contracción es inevitable y parte de todas las resinas compuestas. La contracción está directamente relacionada con la cantidad de relleno inorgánico, su composición y grado de conversión. Antes de iniciar la polimerización las resinas poseen una medida de 4nm, después de la polimerización esta medida se ve reducida en 1.5 nanómetros, así es como se disminuye su volumen (19,21).

Coefficiente de expansión térmica:

Es la velocidad en la que se altera el volumen de las resinas compuestas ante una unidad de temperatura. Entre más cercana sea esta unidad a la del diente, la restauración será más estable y con menor riesgo de pérdida de la continuidad ante un cambio de temperatura. Las resinas están por arriba de este coeficiente en comparación al diente por lo menos 3 veces, lo cual afecta a la interface ya que en boca las temperaturas pueden variar desde 0-60°C (19).

Resistencia a la compresión:

La resistencia a la tracción y compresión son muy similares a la dentina. Esta propiedad está dada por el tipo y tamaño de relleno en la resina compuesta; a mayor tamaño y cantidad de partículas esta resistencia incrementará (19).

Estabilidad de color:

Pueden darse 2 tipos de pigmentación: una será por agentes extrínsecos (tabaco, té, alimentos con pigmentos) y el otro tipo será intrínseco (debido a una fotoxidación) (19).

Módulo de elasticidad (Young):

Está determinado por la cantidad y tipo de relleno de la resinas compuesta. Mientras el módulo de Young sea mayor, mayor será su rigidez (19).

Estrés (fuerza) = **Cambio dimensional** (contracción) × **rigidez** (módulo de elasticidad) [Ley de Hooke] (21).

Profundidad de curado:

La efectividad del haz de luz fotoiniciador es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. La fuente luminosa siempre debe estar en el más íntimo contacto al material a fotopolimerizar, no colocar capas mayores a 2mm (21).

Sorción acuosa:

Es la cantidad de agua que absorbe una superficie por efecto de capilaridad en cierto tiempo y la variación del volumen relacionado a este fenómeno. Esto se da, en una resina compuesta, en su porción orgánica, entre mayor sea la cantidad de relleno, menor será la sorción (20).

Solubilidad:

De acuerdo a la norma ISO-4049 de las resinas compuestas, la solubilidad de estos materiales debe ser $\leq 7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Biocompatibilidad:

Tras una correcta polimerización del material es completamente biocompatible con los tejidos a la periferia de la restauración, pero, si no se realiza una adecuada polimerización del material, este puede causar irritación, que dependerá de la zona y profundidad en la que se encuentre (17).

2.4. REVISION DE ARTICULOS.

José de Jesús Cedillo Valencia, en su estudio del 2017 “Hibridación a esmalte y dentina de los ionómeros de vidrio de alta densidad, estudio con MEB.” El trabajo lo realizo con base a los lineamientos de “NOM-013-SSA1994” y “CONAMED” (15).

Evaluó 4 ionómeros de vidrio de alta densidad al comprobar su desempeño en el sellado, y adhesión al esmalte y dentina (15).

Los materiales que utilizo:

- Grupo No 1. Obturación con Ketac Molar 3M ESPE®. Con cuatro muestras restauradas.
- Grupo No 2. Obturación con Ionofil Molar (VOCO) ®. Al igual que el grupo No 1 éste fue integrado con cuatro muestras restauradas.
- Grupo No 3. Obturación con EQUIA FiL (GC) ® con cuatro muestras restauradas.
- Grupo No 4. Obturación con EQUIA Forte (GC) ® con cuatro muestras igualmente restauradas.

El estudio revelo que el grupo de EQUIA FiL(GC) ® y EQUIA Forte(GC) ® presentaban el mejor desempeño de adhesión y adaptación marginal (15).

Nota Algunas fracturas que se observan en las imágenes fueron por la deshidratación o tratamiento de las muestras para su posterior estudio (15).

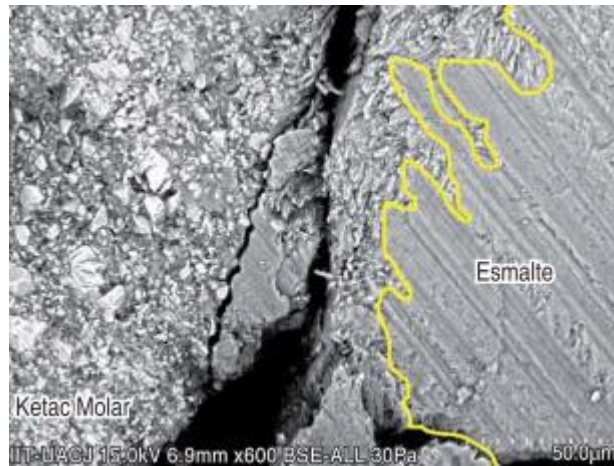


Figura 4. Ketac Molar 3M ESPE ® Integración del material intermedia, pero se presentó una fractura causando una gran separación entre en esmalte-restauración (15).

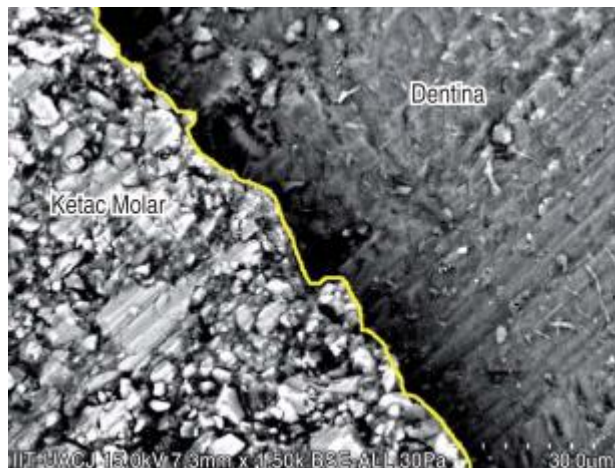


Figura 5. Ketac Molar 3M ESPE ® Integración del material aceptable, una unión íntima entre la dentina-restauración mucho mejor que con el esmalte, el uso de acondicionante sobre las fibras colágenas libres formo un entramado que le confirió una buena adhesión y sellado marginal al material de obturación (15).

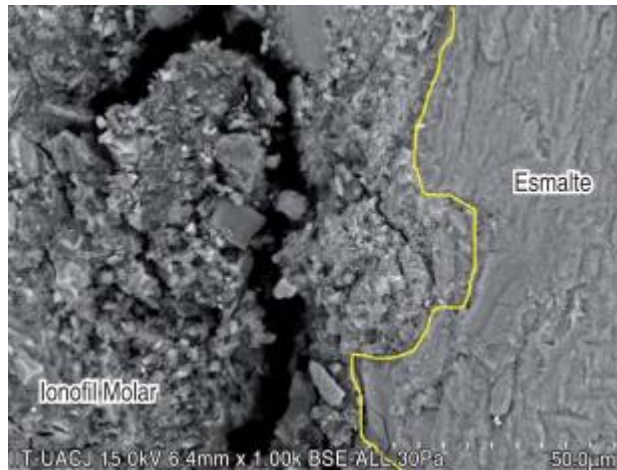


Figura 6. Ionofil Molar (VOCO) ® Tiene una buena integración, adhesión buena de esmalte-restauración (15).



Figura 7. Ionofil Molar (VOCO) ® Buena integración de la dentina-restauración (15).



Figura 8. EQUIA FiL (GC) ® Presenta una muy buena integración del esmalte-ionómero, algunas grietas fueron causadas por la manipulación para su estudio (15).

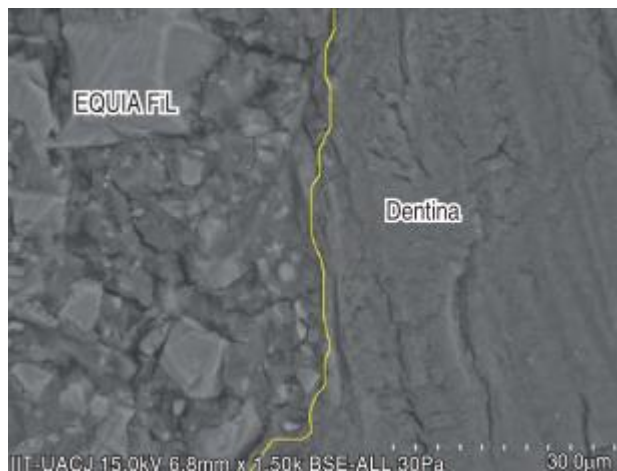


Figura 9. EQUIA FiL (GC) ® La unión a dentina del material restaurador es mucho mayor que la que se observa anteriormente a esmalte, se observa una superficie sólida y homogénea (15).



Figura 10. EQUIA Forte (GC) ® La unión a esmalte-restauración es de excelente calidad, en algunas zonas incluso se dificulta observar la transición del ionómero de vidrio al esmalte (15).



Figura 11. EQUIA Forte (GC) ® Presenta un excelente sellado marginal así como su unión de la dentina al material restaurador (15).

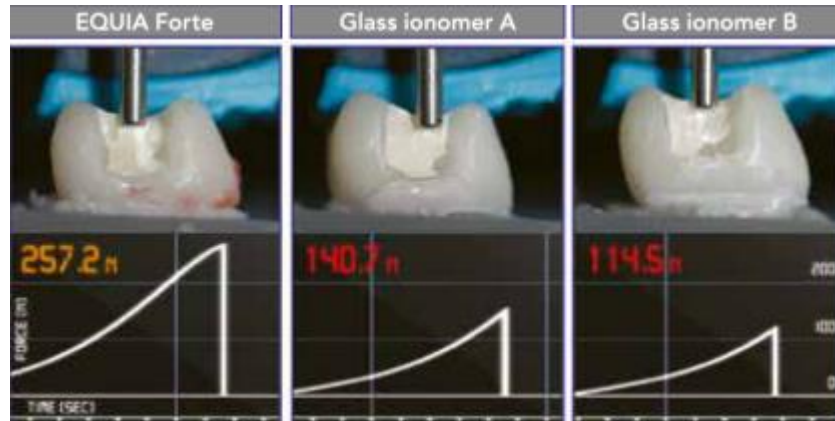


Figura 12. Resistencia a la fractura de compresión, University of Zagreb (23).

Otro estudio reportado en 2016 por M. Basso “7 Years, Multicentre, Clinical Evaluation on 154 permanent Restorations made with a glassionomer-based restorative system”, utiliza Equia (GC) para evaluar lesiones de clase I, II y V en un plazo de 7 años de seguimiento. Los resultados para las lesiones clase I fueron perfectos (42 restauraciones óptimas), con las clases II se comprometía la integridad de la restauración según la cantidad de paredes involucradas y, en las clases V, obtuvieron los peores resultados de todos en este intervalo de 7 años (24).

S.Grugan, Z. Kutuk, E. Ergin et al., 2017, evaluaron el desempeño de un ionómero de vidrio y una resina compuesta micro híbrida en un lapso de 6 años. Concluyeron que el desempeño de ambos materiales fue similar y satisfactorio después de 6 años (25).

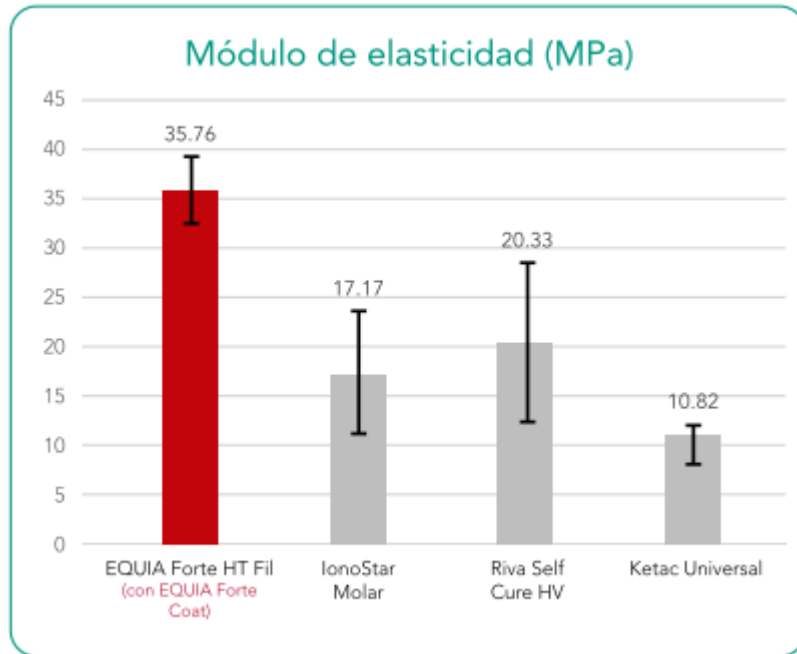


Figura 13. Test de flexión de 3 puntos [ISO10477:2004], Universidad de Siena, Italia (26).

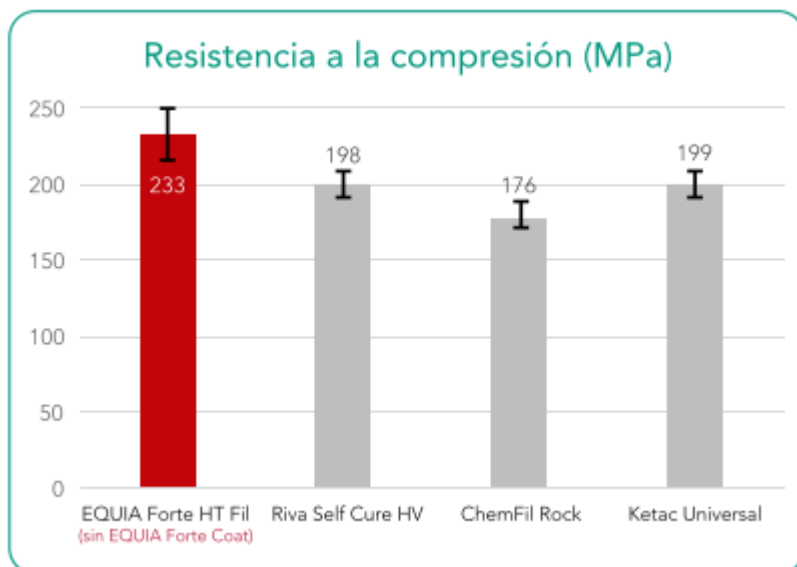


Figura 14. (ISO9917-1: 2007).
[(I+D de GC, Japón, 2018)] (26).

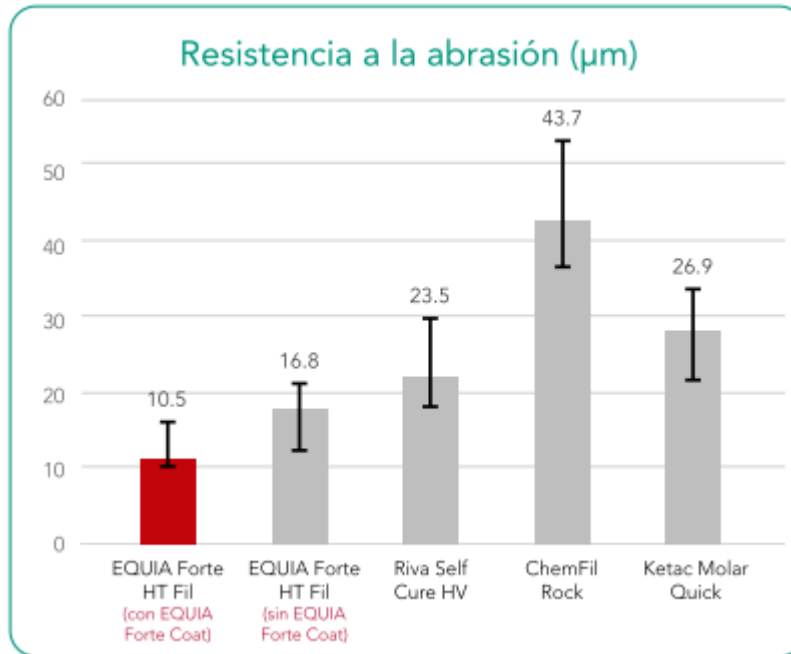


Figura 15. I+D de GC, Japón, 2018 (26).

Tabla 3. Indicaciones y propiedades de Ionómeros vítreos disponibles en Perú (27).

Material	Indicaciones	Propiedades
Ionofil® Plus (VOCO)	<ul style="list-style-type: none"> Técnica "TRA" Dientes primarios en: Clase I, V. Dientes permanentes: Clase I (pequeñas), Clase III y en fosas y fisuras Disponible en tres tonos: A1, A2 y A3³⁶. 	<ul style="list-style-type: none"> Consistencia esparcible. Buena adaptación. Muy buen fluido Buena estética²⁷. Buena integración al esmalte y dentina⁶. Presenta menor erosión ácida, liberación alta de fluoruros durante las primeras 24 horas y disminuye durante los siguientes 15 días¹².
Ketac Molar Easymix® (3M ESPE)	<ul style="list-style-type: none"> Técnica "TRA", Dientes primarios en: Clase I y V³⁷. Dientes permanentes como provisional: Clase I (pequeñas), III y en fosas y fisuras. Técnica sándwich con composite. Reconstrucción de muñones o piezas con tratamiento endodóntico. Ideal para Odontología Mínimamente Invasiva (MID). Disponible en 4 tonos: (A1, A3, A4 y B2)^{27,37}. 	<ul style="list-style-type: none"> Fácil y rápido manejo²⁸. Es menos viscoso, facilitando la aplicación en fosas y fisuras para los odontopediatras³⁸. Baja erosión ácida^{12,18} y liberación de flúor prolongada que disminuye durante los siguientes 15 días^{12,25}. Radiopaco²⁸. Integración al esmalte es regular, pero la integración a la dentina es mejor⁶. A mayor cantidad de dentina, mayor probabilidad de formar nuevas bandas⁹. Alta resistencia a la flexión, alta resistencia a la compresión^{18,33}, cuyo valor es 175 Mpa¹⁸. La resistencia a la compresión vertical es de 41 Mpa³¹.
Fuji IX GP® (GC Europe)	<ul style="list-style-type: none"> Técnica "TRA" Dientes primarios: clase I y II. Dientes permanentes de clase I y II sin cargas^{7,11,13}. Clase V y superficies radiculares; Reconstrucción de muñones, técnica sándwich con composite³⁰. En fosas y fisuras³⁸. Disponible en 3 tonos estéticos (A2, A3, A3.5)³⁸. 	<ul style="list-style-type: none"> Fácil de usar y colocación en un solo paso³⁰. Buena radiopacidad³⁰. Excelente biocompatibilidad y buen sellado marginal¹⁷. Liberación alta de fluoruros durante las primeras 24 que disminuye los siguientes 15 días¹². Mejor resistencia a la compresión y tracción que Ketac Molar³⁷. Resistencia a la compresión vertical es de 76 Mpa³¹.
EQUIA Forte™® (GC Europe)	<ul style="list-style-type: none"> Técnica "TRA". Restauración para todas las edades: Restauraciones de Clase I, II¹³ e incluye restauraciones Clase II que soportan cargas oclusales^{7,11} y Clase V³⁵. Útil en pacientes con bruxismo³³. Excelente para restaurar molares permanentes en pacientes con MIH³⁹. Disponible en 8 tonos estéticos. (A1,A2,A3,A3.5,B1,B2,B3 y C4)⁴⁰. 	<ul style="list-style-type: none"> Fácil y rápido manejo, no pegajoso y empacable, sin polimerización, buen sellado marginal³². Es encapsulado de alta densidad³⁵. Alta liberación de flúor durante las primeras 24 horas pero tiene los valores más bajos a los 15 días¹². Excelente resistencia al desgaste y a la erosión ácida³². Tiene excelente integración al esmalte y dentina⁶. Mejor resistencia a la compresión, a la tracción, a la flexión^{35,37} y dureza superficial que Fuji IX^{10,23}. El agente de recubrimiento agregado contribuye al aumento de la resistencia a las fuerzas mecánicas³⁵. Tiene valores altos de resistencia a la tracción diametral a la compresión³⁶ y a la flexión^{11,36}.

Tabla 4. Valores promedio (MPa) antes fuerzas de compresión y fuerza Flexural (28).

Brand Name (Manufacturer)	Flexural Strength (MPa)		Compressive Strength (MPa)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
Tetric N Ceram	88.63	± 28.77 ^a	137.65	± 78.63 ^A
Charisma	88.63	± 28.77 ^a	176.45	± 50.59 ^B
Z350	102.52	± 26.54 ^b	166.35	± 24.35 ^B
Brilliant NG	92.77	± 27.77 ^a	54.20	± 8.62 ^C
Polofil NHT	171.34	± 53.86 ^c	143.57	± 64.99 ^A

Polofil NHT tiene la mayor fuerza flexural seguido por la resina 3M Filtek Z-350. Entre Brilliant NG, Tetric N Ceram y Charisma la diferencia entre las fuerzas flexurales es nula. Charisma tiene la más alta fuerza compresiva seguida por 3M Filtek Z-350. No hay variación significativa entre las fuerzas compresivas de Tetric N Ceram y Polofil NHT (28).

Tabla 5. Propiedades físicas de las resinas Bulk Fill (29).

In accordance with:

EN ISO 4049:2009 Dentistry – Polymer-based restorative materials (ISO 4049:2009)

		Specification	Example value
Flexural strength	MPa	≥ 80	120
Water sorption (7 days)	µg/mm ³	≤ 40	24.8
Water solubility (7 days)	µg/mm ³	≤ 7.5	< 1.0
Radiopacity	% Al	≥ 100	260

Other physical properties

Vickers hardness HV 0.5/30	MPa	620
Flexural modulus	MPa	10000
Layer thickness (IV Method)	mm	4.0
Transparency: (depending on opacity)	%	15 - 17

Tabla 6. Valores de comportamiento de resinas compuestas ante cargas compresivas: Nanohíbrida Tipo A (Herculite-Kerr), resina Nanohíbrida Tipo B (Premise-Kerr), resina Nanoparticulada Tipo C (Filtek Z-350-3M), resina Nanohíbrida Tipo D (Filtek Z-250-3M) (30).

Muestras	Nanohíbrida Tipo A (MPa)	Nanohíbrida Tipo B (MPa)	Nanoparticulada Tipo C (MPa)	Nanohíbrida Tipo D (MPa)
1	109,64	95,41	145,63	169,18
2	101,12	109,98	157,96	124,11
3	113,23	90,47	127,02	138,12
4	112,22	101,91	149,78	109,31
5	110,99	99,78	134,42	121,53
6	90,59	114,02	111,89	109,76
7	110,65	111,77	187,00	112,22
8	107,07	82,18	107,07	124,11
9	88,46	98,66	207,97	160,32
10	116,82	114,35	202,59	115,25
Media	106,08	101,85	153,13	123,86

Fuente y elaboración: Diana Once

La resina Tipo C presenta el más alto rendimiento ante de resistencia ante fuerzas compresivas [153,13 ± 35,82 MPa] (30).

C. Pérez, M. González, N. Prado et al. En su artículo del 2012 “Restoration of Noncarious Cervical Lesions: When, Why, and How” mencionan que el tipo de procedimiento para tratar lesiones cervicales no cariosas, sea de una grande o pequeña extensión debe ser, un procedimiento mínimamente invasivo, con el uso de composites o cementos de ionómero de vidrio reforzados con resina, pero no hacer uso de aleaciones metálicas para el tratamiento de estas lesiones (31).

M. Peumans, G. Politano, .B. Van Meerbeek; en su artículo del 2020 “Treatment of noncarious cervical lesions: when, why, and how” describen que el tratamiento restaurativo de lesiones en zona cervical deben ser lo menos invasivas y conservadoras posibles debido al buen desempeño de las resinas y su estética, se recomienda el uso de resinas de Microrelleno (32).

III. Conclusiones.

En la literatura no se encuentran materiales enlistados explícitamente para su uso en lesiones clase V de abfracciones. Las variables que contribuyen a la formación de una Abfracción, demuestran que estas deben ser abordadas de una forma integral y multidisciplinaria para su control.

En cuanto a los materiales empleados para restaurarlas, los más comunes son las resinas compuestas y los ionómeros de vidrio reforzados con resina, aunque estos últimos son utilizados con menor frecuencia.

- Los ionómeros de vidrio reforzados con resina o convencionales tienen una menor estabilidad en zonas cervicales debido al complicado control de la humedad y a que no hay suficiente tejido en la periferia para asegurar su sellado marginal.
- Las resinas compuestas (Nanohíbrida, Nanorelleno) tienen un desempeño mejor, pero, depende en gran medida de un buen protocolo adhesivo y la habilidad del operador para un correcto uso del material.
- Factores como: emitir un diagnóstico correcto, el conocimiento de las características de los materiales disponibles, cuando deben ser empleados, la habilidad del operador para manipular los materiales, la cooperación del paciente al seguir las indicaciones y llevar un seguimiento clínico de su caso, son esenciales para una fase de mantenimiento ideal y saludable para el individuo.

IV.Referencias Bibliográficas:

1. Grippo JO. Abfractions: A New Classification of Hard Tissue Lesions of Teeth. *J Esthet Restor Dent.* 1991;3(1):14–9.
2. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: A 20-year perspective. *J Esthet Restor Dent.* 2012;24(1):10–23.
3. Grippo JO. Noncarious Cervical Lesions: The Decision To Ignore or Restore. *J Esthet Restor Dent.* 1992;4:55–64.
4. Zigmondy U. Über die Keilförmigen Defekte an den Facialflächen der Zahnhäuse. 1894;1: 439-42.
5. WD M. Experiments and Observations on the Wasting of Tooth Tissue Variously Designated as Erosion, Abrasion, Chemical Abrasion, Denudation, Etc. 1907;49, 1-23.
6. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;52(3):374–80.
7. BOWEN RL, RODRIGUEZ MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 1962;64(3):378–87.
8. Hassan AM. Abfraction : Etiology , Treatment and Prognosis. 2017;5(5):125–31.
9. Rusu Olaru A, Raul Popescu M, Paul Dragomir L, Rauten A. Original Paper Clinical Study on Abfraction Lesions in Occlusal Dysfunction. *Curr Heal Sci J.* 2019;Vol. 45:390–7.
10. Mendiburu Zavala CE del PS, Carrillo Mendiburu J, Lugo-Ancona P. Relación entre la oclusión traumática y abfracciones; su rol en las afecciones pulpares. *Rev Odontológica Mex [Internet].* 2017;21(2):81–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rodex.2017.05.002>
11. Purushotham S, Manjunath N, D’Souza M, Shetty R. An

- interdisciplinary approach for the management of noncarious lesions. *J Indian Soc Periodontol*. 2016;20(2):211–5.
12. Telles D, Pegoraro LFO, Pereira JC. Prevalence of noncarious cervical lesions and their relation to occlusal aspects: A clinical study. *J Esthet Restor Dent*. 2000;12(1):10–5.
 13. Nascimento MM, Dilbone DA, Pereira PN, Duarte R, Geraldeli S, Delgado AJ. Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry
Abrfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent [Internet]*. 2016;8:79–87. Available from: <http://dx.doi.org/10.2147/CCIDE.S63465>
 14. De T, Suárez P, Milagros CDL, Alguacil G, Espinosa MU. Ionómero de vidrio: el cemento dental de este siglo. *Rev Electrónica Dr Zoilo E Mar Vidaurreta*. 2016;41(7).
 15. Cedillo Valencia J de J, Herrera Almanza A, Farías Mancilla R. Hibridación a esmalte y dentina de los ionómeros de vidrio de alta densidad, estudio con MEB. *Rev la Asoc Dent Mex*. 2017;74(4):177–84.
 16. Cedillo-Valencia J de J, Herrera-Almanza A, Cedillo-Félix VM. Equia Forte. innovación del futuro en obturación de cavidades. *Rev Oper Dent y Biomater*. 2017;6(1):1–11.
 17. Barceló F, Palma. J. *Materiales Dentales: Conocimientos Básicos Aplicados*. 2008. 250 p.
 18. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. Vol. 25, Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). Germany; 1994. p. 587–9.
 19. Streese DS, Morillo DL, Domingo S, República Dominicana DN. Dureza superficial en resinas compuestas de nanotecnología de diferentes marcas comerciales, según el tiempo de fotocurado y momento del pulido, en el área de operatoria dental de la escuela de odontología de la Universidad Nacional Pedro Henríquez Ureña,. 2019;1–7. Available from:

<https://repositorio.unphu.edu.do/handle/123456789/2220>

20. RODRIGUEZ G D, PEREIRA S N. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. *Acta odontol venez.* 2008;46(3):381–92.
21. Moradas Estrada M, Álvarez López B. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. *Revisión bibliográfica. Av Odontoestomatol.* 2017;33(6):261–72.
22. García AH, Angel M, Lozano M, Vila JC, Escribano AB, Galve PF, et al. Resinas compuestas . *Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006. 2006;215–20.
23. Gc. EQUIA & EQUIA Forte from GC. 2017;1–4. Available from: https://cdn.gceurope.com/v1/PID/equia/leaflet/LFL_EQUIA_&_EQUIA_Forte_en.pdf
24. Basso M, Ionescu A, Brambilla E. Poster ID : Dental Clinic , Galeazzi Orthopaedic Institute , University of Milan , Italy . # 3532 Objectives : Conclusions : Results : 2016;27(October):2–3.
25. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig [Internet].* 2017;21(7):2335–43. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-016-2028-4>
26. Corporation G. Restauraciones que traspasan generaciones.
27. Caso Guerra RM, Campos Campos KJ. Propiedades y aplicación clínica de los ionómeros de vidrio de alta densidad disponibles en Lima-Perú. *Odontol Sanmarquina.* 2021;24(4):351–6.
28. Sonwane S, Hambire U. Comparison of Flexural & Compressive Strengths of Nano Hybrid Composites. *Int J Eng Trends Appl [Internet].* 2015;2(2):47–52. Available from: www.ijetajournal.org
29. Newton WT. Tetric N-Ceram Bulk Fill Scientific documentation. *Surgery.* 2014;69(6):952.
30. Once D, Vallejo K. Resistencia a la fuerza de compresión: resina nanohíbrida y nanoparticulada. Estudio in vitro. Universidad Central Del Ecuador. 2017. 63 p.

31. Perez CDR, Gonzalez MR, Prado NAS, De Miranda MSF, MacÊdo MDA, Fernandes BMP. Restoration of noncarious cervical lesions: When, why, and how. *Int J Dent.* 2012;2012.
32. Peumans M, Politano G, Van Meerbeek B. Treatment of noncarious cervical lesions: when, why, and how. *Int J Esthet Dent.* 2020;15(1):16–42.