



UNIVERSIDAD VILLA RICA

ESTUDIOS INCORPORADOS A LA UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**“USO DE COMPOSITE REFORZADO CON FIBRA PARA
LA RESTAURACIÓN DE CAVIDADES DE GRAN
TAMAÑO EN ODONTOLOGÍA RESTAURADORA”**

TÉSIS

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
CIRUJANA DENTISTA**

PRESENTA

PERLA ESMERALDA LEÓN CONTRERAS

ASESOR DE TESIS C.D. LAURA CHAVACANO SANTOS

FEBRERO 2024



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

DEDICATORIA

A mi abuelo, quien estuvo para mí hasta el último momento de su vida y suspiro. Quien me enseñó que a pesar de cada circunstancia y dolor que llegue a sentir debo de seguir a mi ritmo y culminar lo que empecé.

Te amo Luis León Valero.

AGRADECIMIENTO

Primeramente, agradezco a mis padres que me han enseñado a no rendirme en cada acontecimiento que se me ha presentado a lo largo de los días, a escucharme cuando ni yo misma lo sé hacer, a valorar todo lo que me han podido dar.

Mi más sincera gratitud a toda aquella persona que me han regalado su tiempo para poder llevar a cabo mi tesis, en tiempo y forma.

Gracias a dios que, sin pensarlo, se ha presentado en todo momento y cuanto más necesitaba fuerzas él estaba para mí.

Perla E. León Contreras.

INDICE GENERAL

Siglas	1
Resumen	2

CAPÍTULO I

1.1	Introducción	3
1.2	Planteamiento del problema	3
1.3	Justificación	4
1.5	Objetivo	5
1.6	Tipo de Estudio para desarrollar	5
1.7	Limitaciones del estudio	5

CAPÍTULO II

	Marco Teórico.	
2.1	Breve Reseña Histórica	6
2.2	Odontología Restauradora. Generalidades.	7
2.3	Odontología Restauradora en la actualidad.	8
2.4	Odontología Restauradora Biomimética.	9
2.5	Tejidos duros del diente.	12
2.5.1	Esmalte.	13
2.5.2	Complejo dentino-pulpar (CDP).	14
2.6	Materiales restaurativos biomiméticos: resinas compuestas.	16
2.7	Fibra de Vidrio.	17
2.8	Composites reforzados con fibras en odontología restauradora.	18
2.8.1	Breve Reseña de los composites reforzados con fibra.	18
2.9	Definición de restauraciones de composite reforzadas.	19
2.9.1	Clasificación de fibras.	21
2.9.2	Clasificación por sus matrices.	24
2.9.3	Clasificación por su tipo.	26
2.9.3.1	Vidrio.	26
2.9.3.2	Carbono	28
2.9.4	Polietileno	29
2.9.5	Estructura y propiedades de los composites reforzados con fibras.	30

2.9.6	Factores que influyen en las propiedades mecánicas	34
2.9.6.1	Cantidad de fibras.	34
2.9.6.2	Distribución de las fibras.	34
2.9.6.3	Orientación de las fibras.	35
2.9.6.4	Longitud de las fibras.	36
2.9.6.5	Adhesión de fibras a la matriz polimérica.	36
2.9.6.6	Impregnación de fibras con matriz polimérica.	37
2.9.6.7	Sorción de agua.	37
2.9.6.8	Contracción de polimerización.	38
2.9.7	Propiedades mecánicas.	38
2.9.7.1	Resistencia mecánica.	38
2.9.7.2	Adhesión entre interfases.	41
2.9.7.2.1	Adhesión específica entre las fibras y la matriz.	42
2.9.8	Propiedades ópticas.	44
2.9.9	Propiedades viscoelásticas.	44
2.9.10	Propiedades térmicas.	45
2.10	Contracción de polimerización y microfiltración de compuestos reforzados con fibras cortas.	45
2.11	Profundidad de curado y transmisión de luz de composites reforzados con fibras cortas.	49
2.12	Rendimiento de unión de composites reforzados con fibras cortas.	51
2.13	Rendimiento de restauraciones de composite biomiméticos a base de composite reforzado con fibras cortas.	53
2.14	Aplicaciones como restauración dental.	54
2.15	Limitaciones de los materiales reforzados con fibra de vidrio.	56

CAPÍTULO III

Conclusiones	58
Sugerencias	60
Referencias	61

INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.	Diagrama que demuestra la estructura de las resinas compuestas reforzadas con fibras conteniendo fibras unidireccionales.	20
FIGURA 2.	Diferentes tipos de Fibras disponibles para el área restaurativa.	20
FIGURA 3.	Micrografías electrónicas de barrido que muestran las diferentes arquitecturas de las fibras disponibles para uso dental.	22
FIGURA 4.	Clasificación de resinas de acuerdo a su matriz.	24
FIGURA 5.	Fibras de Vidrio.	28
FIGURA 6.	Fibras de carbono.	29
FIGURA 7.	Fibras de polietileno.	30
FIGURA 8.	Resistencia a la flexión máxima y módulo de elasticidad del FRC unidireccional representados frente a la fracción de volumen de fibra de vidrio E (línea continua, resistencia a la flexión; línea discontinua, módulo de flexión) (ensayo de flexión de tres puntos, tramo de 10 mm).	32
FIGURA 9.	Esquema de orientación de las fibras con la matriz. Las flechas representan la dirección de la carga.	35

INDICE DE TABLAS

TABLA 1.	Esquema de tendencias emergentes de la odontología biomimética.	11
TABLA 2.	Clasificación de la resina con refuerzos de fibra y productos dentales, adaptado de Freilich.	21
TABLA 3.	Factores que contribuyen a las propiedades físicas de los composites reforzados con fibra.	31

SIGLAS.

d.C. Después de Cristo

pH. Potencial de Hidrógeno.

ABREVIATURAS.

CPP-ACP *por su siglas en inglés.* Nanocomplejo de fosfopéptido de caseína-fosfato de calcio amorfo.

MTA *por su siglas en inglés.* Trióxido Mineral Agregado.

EMD *por su siglas en inglés.* Derivados de la matriz de Esmalte.

PAMAM *por su siglas en inglés.* Poliamidoamina.

STMP *por su siglas en inglés.* Trimetafosfato de sodio.

BMPS *por su siglas en inglés.* Proteínas morfogenéticas óseas.

HA *por su siglas en inglés.* Ácido Hialurónico.

CDP. Complejo Dentino Pulpar.

UCE. Unión Cemento Esmalte.

UAD. Unión Amelo dentinaria.

RCD. Resina Compuesta Dental.

CRF. Composite Reforzado con Fibra.

DPF. Dentadura Parcial Fija.

CMM. Composite de matriz metálica.

CMC. Composite de matriz cerámica.

CC. Composite de carbono/carbono.

CMP. Composite de matriz polimérica.

SFRC: *por sus siglas en inglés.* Composite Reforzado con Fibras Cortas.

GFRC. *por sus siglas en inglés.* Composite Reforzado con Fibra de Vidrio.

UHMWP. *por sus siglas en inglés.* Fibras de polietileno de peso molecular ultra alto.

IPN. Interpenetrante.

PMMA. Polimetil Metacrilato.

OH. Hidróxilo.

PFR. *por sus siglas en inglés.* Refuerzo parcial de fibra.

Lc. Longitud crítica.

DC. Dureza de Vickers

VH. Grado de conversión.

DTE. Diente Tratado Endodónticamente.

SIMBOLOGIA.

mm. Milímetros.

°C. Grados Centígrados

µm. Micrómetro.

MPa. Mega Pascales.

GPa. Giga Pascales.

RESUMEN

Las cavidades profundas aproximadamente de 5mm de profundidad, y paredes delgadas pudiera sufrir algún tipo de fisura a lo largo del tiempo. Actualmente los materiales restaurativos han evolucionado, a tal grado de emular las características biológicas, mecánicas y estéticas del sustrato dental, tal es el caso de los composites reforzados con fibras.

Estas fibras pueden ser de diferentes formas, y se incorporan dentro del material para aumentar su resistencia y durabilidad. Además, también presenta una excelente estabilidad de color, lo que lo convierte en una opción estética para restauraciones dentales. Otras propiedades importantes incluyen su capacidad de adherencia a los tejidos dentales, su bajo coeficiente de expansión térmica y su capacidad de resistir las fuerzas masticatorias.

Objetivo: Conocer el uso de composite reforzado con fibra para restauración de cavidades de gran tamaño en odontología restauradora.

Conclusiones: El uso de composites reforzados con fibra, son excelentes materiales ya que ayudan a distribuir las cargas sobre las cavidades muy profundas evitando así la fatiga de la estructura dentaria donde se pudiera originar una fisura, y que a lo largo del tiempo convertirse en una fractura.

Palabras Clave: Composites reforzadas con fibra, Fibra, Odontología Restauradora Biomimética.

1.1 INTRODUCCIÓN

Durante el diagnóstico clínico en Odontología Restauradora, el Profesional dental tiene que conocer todas las herramientas que tiene a su alcance para poder realizar un plan de tratamiento adecuado y posteriormente aplicarlo, que garantice la preservación de los tejidos de la pieza dentaria a largo plazo.

Con el auge de nuevos materiales en especial los Composites; en la actualidad existen un tipo de nuevas resinas que se aplican en bloque y otras más que tienen una nueva característica que son tiras de fibra Reforzada.

Las resinas de tira reforzada están catalogadas para remplazar el tejido dentinario en cavidades profundas debido a sus propiedades físico-mecánicas para que posteriormente de acuerdo a la técnica utilizada por el Odontólogo se puedan poner resina convencional sobre ella.

Actualmente existe evidencia clínica y de laboratorio, como investigaciones y documentación que describen la eficacia de la utilización de resinas reforzada con fibra a través de diferentes técnicas.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las cavidades profundas de más de 3mm representan dentro de la práctica clínica un gran reto para el Odontólogo, debido a la fragilidad de las paredes y el piso, la posibilidad de hacer comunicación pulpar, las aberturas del istmo de la cavidad, así como el comportamiento de las fuerzas de masticación que se ejercerán sobre la nueva restauración definitiva que se pondrá.

El uso de resinas con fibra reforzada, pudieran ser el sustituto ideal para la dentina que se remueve de las zonas más profundas de la cavidad; dando como resultado un buen acople de la restauración así como la prevención de posibles fisuras a largo plazo que desemboque en una fractura a futuro de la pieza dentaria.

Por lo cual se plantea la siguiente pregunta de Investigación:

¿Es adecuado el uso de composite reforzado con fibra para la restauración de cavidades de gran tamaño en Odontología Restauradora?

1.3 JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO CON BASE A LA RELEVANCIA QUE TIENE PARA LA ODONTOLOGÍA.

Las cavidades de gran tamaño pudieran estar propensas a fisuras o fracturas si el odontólogo no hace un manejo adecuado de los materias restauradores que tiene a su alcance para rehabilitar este tipo de características dentro de las piezas dentarias.

El propósito de la siguiente investigación descriptiva-bibliográfica es compartir toda la información necesaria referente al uso adecuado, así como características clínicas y evidencias científicas sobre el uso de los composites reforzados con fibras.

1.4 OBJETIVOS BÁSICOS QUE SE PLANTEAN

1.4.1 OBJETIVO GENERAL

Conocer el uso de composite reforzado con fibra para restauración de cavidades de gran tamaño en odontología restauradora.

1.5 TIPO DE ESTUDIO A DESARROLLAR

- Descriptiva.
- Revisión Bibliográfica.

1.6 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Para la siguiente investigación no se podrán medir algunas propiedades físico químicas y mecánicas al no contar con el equipo correspondiente de laboratorio, se da a la tarea de investigar las propiedades generales en base a la literatura ya publicada.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Breve Reseña histórica.

El campo de la odontología operatoria abarcó toda la odontología clínica durante el siglo XVIII. Fue durante este periodo cuando se observaron los máximos avances en el campo de la odontología.

A principios del siglo XIX, la odontología ya no estaba en manos de barberos/artesanos, sino que la practicaban dentistas o cirujanos con mentalidad profesional. Charles Allen (1678) proporcionó el primer material escrito sobre odontología "Operador de los dientes", y Pierre Fauchard (padre de la odontología) describió los materiales y prácticas de su época en su libro "Traite des dents" publicado en 1728.

El libro de texto "Operativo Odontología" en 1889 incluía la cirugía oral y la prótesis fija, así como el área de la odontología operatoria. Sólo más tarde, cuando la cirugía bucal, las prótesis fijas y otras ramas se separaron por sí solas, surgió la odontología operatoria tal como la conocemos hoy.

A principios del siglo XX, se produjeron muchos refinamientos y mejoras en la calidad de diversos materiales y procesos utilizados en la odontología restauradora. Se aplicaron pruebas físicas y mecánicas combinadas con fundamentos de la ciencia de la ingeniería a los diseños de estructuras y materiales de restauración.

Las deficiencias de los materiales fueron reconocidas y mejoradas con la llegada de nuevas tecnologías. Por lo tanto, se intensificaron los esfuerzos para inventar y mejorar productos con propiedades requeridas diseñados para propósitos específicos.¹

2.2 Odontología Restauradora. Generalidades.

El cuidado de nuestros dientes debe diseñarse para prevenir problemas a futuro y ayudarlo a mantener saludable lo más que se pueda. La Odontología Restauradora implica el cuidado de pacientes que necesitan restauraciones de los tejidos dentales, pero a su vez periodontales.

Esta área de la odontología incluye no solo parte restaurativa sino a su vez el apoyo de distintas especialidades odontológicas como la periodoncia, operatoria, endodoncia y prótesis fija y removible. Otras especialidades, como la cirugía oral y la ortodoncia, a menudo participan en la planificación de los cuidados restaurativos.

Aunque la restauración de los tejidos bucales requiere habilidades técnicas, el odontólogo está íntimamente involucrado en el proceso de toma de decisiones. Un paciente debe tener una minuciosa revisión que conduzcan a un diagnóstico correcto. El personal dental llega al diagnóstico después de una cuidadosa anamnesis y examen del paciente. Sólo entonces se podrá elaborar un plan de tratamiento que ayude a conseguir la estabilidad bucal.

El clínico debe ser un experto en todas las disciplinas que componen la odontología restauradora, pero también debe ser capaz de integrarlas en un orden sensato y no como procedimientos seccionados.

La lista de interactividad entre las disciplinas tradicionales es larga y muestra la naturaleza diversa de la planificación del tratamiento que tendrá lugar.

La prevención del daño al diente es una parte fundamental del cuidado restaurador. Esto abarcará desde motivar a los pacientes para que se limpien los dientes de manera eficaz hasta controlar su dieta y brindarles los consejos adecuados.

Un aumento en la demanda de tratamientos más avanzados refleja cambios en las expectativas de los pacientes, con renuencia a aceptar la pérdida de dientes y una demanda creciente de tratamientos restaurativos avanzados.

El odontólogo restaurador es el líder del equipo dental y es responsable de la gestión de los cuidados de prevención e higiene y del apoyo de laboratorio. Dicho dentista debe participar estableciendo índices de necesidad de tratamiento y medidas para evaluar el resultado de los procedimientos de tratamiento.

A su vez, debe participar en programas de desarrollo profesional continuo y ofrecer liderazgo para desarrollar y mejorar la calidad de la atención de la odontología restauradora.²

2.3 Odontología restauradora en la actualidad.

En odontología restauradora, la reconstrucción de las piezas dentarias presenta desafíos importantes. Las enfermedades, las lesiones traumáticas y los agentes patológicos a menudo pueden provocar daños parciales o completos de las estructuras dentales.

Dado que los dientes humanos tienen una capacidad regenerativa limitada, existe la necesidad de desarrollar nuevas estrategias terapéuticas dirigidas a la reparación utilizando biomateriales de alto rendimiento, tecnologías innovadoras y terapias regenerativas.

Los avances combinados de la nanotecnología y los nuevos tratamientos regenerativos para restaurar los dientes y los tejidos circundantes requieren enfoques interdisciplinarios que reúnan a todas las disciplinas del área de la salud en particular a las especialidades odontológicas.

Actualmente, aunque se están llevando a cabo estudios de investigación prometedores para la reparación definitiva de las piezas dentales, no existe aún, una terapia definitiva establecida y confiable para reparar dichos daños.³

2.4 Odontología Restauradora Biomimética.

El término "biomimética" se deriva de las palabras latinas "bios" que significa vida y "mimesis" que significa copiar o imitar. La biomimesis es un campo interdisciplinario que imita los enfoques y estrategias biológicos ideales de la naturaleza utilizando conceptos de química, física, matemáticas e ingeniería para desarrollar nuevos materiales y órganos sintéticos.

Entre los ejemplos populares de biomimética se encuentran los trajes de baño inspirados en los dentículos dérmicos que cubren la piel de los tiburones, las agujas típicamente inspiradas en los mosquitos y la forma de las aspas de las turbinas eólicas modeladas a partir de las aletas de las ballenas jorobadas.

La historia de la biomimética se remonta al siglo I y II, donde se observaron pruebas de implantes dentales toscos en las culturas romana y precolombina de América Central y del Sur. En el año 659 d.C., se encontró escrito en la literatura china el primer uso de amalgama dental. El uso de marcapasos en las articulaciones de cadera y rodilla se inició a principios y mediados del siglo XX.

En 1950, el inventor estadounidense Otto Schmitt acuñó el término biomimética, mientras que, en 1960, Jack Steele denominó Biónica al tema de copiar, imitar y aprender de la biología. El término biomimético apareció oficialmente por primera vez en el Diccionario Webster en 1974.

Aunque la historia de la biomimética se remonta al primer siglo, no se popularizó entre los científicos e investigadores excepto después de la publicación de un libro

innovador al respecto escrito por la autora Janine Benyus. 1997, a saber, 'Biomimetismo: innovación inspirada en la naturaleza'.

La odontología biomimética es el arte y la ciencia de reparar dientes dañados con restauraciones que imitan los tejidos vivos (por ejemplo, esmalte, dentina, hueso, cemento, etc.) en términos de apariencia, función y resistencia.

El objetivo biomimético secundario es desarrollar materiales de restauración que puedan restaurar la biomecánica del diente natural. La aplicabilidad de los biomiméticos se ha considerado ampliamente a nivel molecular en términos de promover la cicatrización de heridas y la regeneración de tejidos blandos y duros.

A nivel macroestructural, la preservación biomimética de la integridad biomecánica, estructural y estética de los dientes se puede lograr mediante diversos materiales restauradores biomiméticos. Para ello, lo ideal es que los científicos de materiales tomen los dientes naturales como referencia durante el desarrollo de materiales de restauración dental.

La tendencia emergente de enfoques biomiméticos en odontología se ha empleado para una variedad de aplicaciones, como la restauración de defectos dentales utilizando análogos bioinspirados para lograr la remineralización, biomateriales bioactivos y biomiméticos, e ingeniería de tejidos para la regeneración.⁴ **Tabla 1.**

Biomimética en Odontología Restauradora	
1.1 Enfoques de tratamiento restaurativo a. Enfoque extensivo convencional b. Enfoque conservador biomimético 1.2 Materiales de restauración biomiméticos a. Ionómero de vidrio b. Resina compuesta c. Cerámica	
Biomimética en Odontología Regenerativa	
2.1 Remineralización de la dentina Enfoque de crecimiento de cristalitos. Enfoque de abajo hacia arriba.	2.2 Regeneración del Complejo Pulpar Dentinario Tratamientos vitales y no vitales convencionales. Biomimética regenerativa y enfoque localizador celular.
2.1.1 Materiales Biactivos	2.2.2 Materiales Bioactivos
a. Biovidrio. b. Nanocomplejo de fosfopéptido de caseína-fosfato de calcio amorfo (CPP-ACP <i>por su siglas en ingles</i>). c. Compuestos de fluoruro. d. Partículas de zinc. e. Cementos de Ionómero de Vidrio .	a. Hidroxido de calcio. b. Trióxido Mineral Agregado (MTA <i>por su siglas en ingles</i>) c. Sulfato Tricalcico (Biodentine™).. d. Derivados de la matriz de Esmalte (EMD <i>por su siglas en ingles</i>).
2.1.2 Análogos de proteínas no colagenosas	2.2.2 Estrategias de localización de células
a. Polidopamina. b. Polielectrolitos. c. Poliamidoamina (PAMAM <i>por su siglas en ingles</i>). d. Trimetafosfato de sodio (STMP <i>por su siglas en ingles</i>).	a. Concentrados de plaquetas. b. Proteínas morfogenéticas óseas (BMPS <i>por su siglas en ingles</i>). c. Ácido Hialurónico (HA <i>por su siglas en ingles</i>) y derivados. d. Colágeno.

Tabla 1. Esquema de tendencias emergentes de la odontología biomimética. Singer L, Fouda A, Bourauel C. Biomimetic approaches and materials in restorative and regenerative dentistry: review article. BMC Oral Health [Internet]. 2023;23(1):105.

2.5 Tejidos duros del diente.

Los dientes naturales siempre se consideran una referencia a la hora de emplear enfoques biomiméticos para restaurar tejidos dentales enfermos o fracturados. Los dientes humanos tienen una estructura compleja con un núcleo interno de pulpa altamente vascularizada, suave y delicada rodeada por tejidos de esmalte y dentina altamente mineralizados. En el entorno bucal dinámico, el mecanismo de remineralización y desmineralización coexiste simultáneamente durante toda la vida de un diente. Por lo tanto, se describen breves características anatómicas de los componentes estructurales de los dientes humanos, incluido el esmalte, el complejo dentino-pulpar (CDP) y el cemento, para comprender las estrategias biomiméticas.

2.5.1. Esmalte.

El esmalte está formado por la estructura reticular cristalina altamente mineralizada de Hidroxiapatita (HA) (90–92% en volumen), proteínas de matriz orgánica (1–2% en volumen) y agua (4–12% en volumen). El espesor del esmalte varía en diferentes áreas de sitios anatómicos en varios dientes; por ejemplo, es más delgada en la unión cemento-esmalte (UCE) en comparación con la superficie oclusal/incisal. El espesor promedio del esmalte varía de 2mm en el borde incisal, 2,3 a 2,5mm en la cúspide de los premolares y 2,5 a 3mm en las cúspides de los molares.

Es interesante cómo se producen los movimientos de los alimentos cuando las cúspides funcionales ocluyen las inclinaciones del esmalte de los dientes opuestos para mover el bolo hacia la superficie vestibular y lingual de los dientes debido a la colocación estratégica de las cúspides opuestas a los surcos y fosas.

En la superficie del esmalte, una fisura es la invaginación profunda en el área ranurada, mientras que una fosa es el esmalte no fusionado en el punto más profundo de la fosa. Estas áreas de fosas y fisuras son sitios potenciales de acumulación de biopelículas, desmineralización y caries dental.

La amelogénesis se refiere al desarrollo del esmalte, que es iniciado por células de ameloblastos que se originan en la capa de células germinales embrionarias del ectodermo. La estructura microscópica del esmalte se compone de varillas de esmalte (prismas de esmalte), vainas y material entre varillas.

El número aproximado de varillas de esmalte varía de 5 a 12 millones entre los incisivos mandibulares y los molares superiores, respectivamente. La variación resultante durante la formación estructural y mineral de los bastones del esmalte se conoce como estrías incrementales de Retzius (anillos de crecimiento) que se forman durante la amelogénesis. Las varillas de esmalte generalmente están alineadas en ángulo recto ($<90^\circ$) en la unión del esmalte con la dentina, es decir, la unión amelodentinaria (UAD), excepto en la región cervical de la superficie del diente donde las varillas se colocan en dirección apical. También hay un esmalte sin prismas de 30 μm de espesor alrededor del área cervical que tiene una capa de esmalte más mineralizada.

Aunque el esmalte tiene una estructura cristalina dura y densa, todavía es permeable a ciertos iones y moléculas que pueden pasar a través de las vainas de las varillas debido a la formación de grietas y la estructura del esmalte hipomineralizada. Los contenidos orgánicos del esmalte y el agua tienen un papel importante en el transporte de iones a través de los espacios intercristalinos de los bastones del esmalte.

Sin embargo, debido a la maduración del esmalte con la edad, esta permeabilidad disminuye con el tiempo. El esmalte es de naturaleza quebradiza y tiene un módulo elástico y una resistencia a la compresión más altos en comparación con la dentina más resistente y flexible. Por lo tanto, es importante que las varillas de esmalte estén sostenidas por la dentina para su resistencia, ya que la capacidad del esmalte para resistir las fuerzas masticatorias depende en gran medida de la dentina a través de la UAD.

Aunque el esmalte es una de las estructuras más duras (la dureza es más baja en la UAD, se solubiliza en el ambiente ácido debido al ataque bacteriano en la cavidad bucal. Está bien establecido que la solubilidad del esmalte disminuye mientras que la dureza aumenta con la adsorción de iones fluoruro en la superficie del esmalte.

El fluoruro tiene un papel importante en la reducción de las caries al mejorar la remineralización. Además, el fluoruro influye en las propiedades químicas y físicas del esmalte, alterando la tasa de desmineralización, mejorando la remineralización y preservando las estructuras de apatita.

2.5.2 Complejo dentino-pulpar (CDP).

Tanto la dentina como la pulpa se originan en la capa mesodérmica de la papila dental de la yema del diente. La dentinogénesis o formación de dentina es iniciada por las células de odontoblastos, que forman parte tanto de la dentina como del tejido pulpar.

La dentina está compuesta de material inorgánico (50% en volumen) y orgánico (30% en volumen; 90% del cual es colágeno tipo 1 y 10% proteínas no colágenas). Los cuerpos celulares de los odontoblastos están presentes en la cavidad pulpar, mientras que sus fibras de Tomes (proceso celular citoplasmático largo) llegan a los túbulos dentinarios que recorren toda la dentina.

En ocasiones, el proceso odontoblástico (husos del esmalte) llega al esmalte después de atravesar la UAD. Los túbulos dentinarios tienen líquido dentinario que ayuda en el proceso de mineralización. La dentina cubre la mayor parte de la estructura del diente y está cubierta externamente por esmalte y cemento.

Los odontoblastos forman la dentina más reciente en la superficie pulpar para la generación de una matriz extracelular, la cual se mineraliza. Las siguientes son las diferentes formas de dentina: (a) predentina (dentina no mineralizada); (b) dentina primaria (forma inicial del diente); (c) dentina reparadora (formada irregularmente

en respuesta a una lesión); (d) dentina secundaria (forma de dentina circunferencial regular después de la erupción); y (e) dentina peritubular (paredes de los túbulos dentinarios).

La sensibilidad de la dentina a los estímulos térmicos, químicos, físicos, bacterianos y traumáticos se detecta a través del líquido del túbulo dentinario, es decir, la teoría hidrodinámica de la detección de estímulos debido a los rápidos movimientos del líquido tubular.

La dentina es flexible, menos mineralizada y más blanda que el esmalte, pero más dura y mineralizada que el cemento. La flexibilidad de la dentina ayuda a proporcionar un buen soporte al esmalte quebradizo y no resistente.

La dentina y la pulpa se consideran una unidad tisular única, es decir, CDP

El tejido pulpar está rodeado por dentina y revestido por odontoblastos en la periferia del tejido pulpar. Por lo tanto, la dinámica integrada del CDP impacta no sólo en la calidad y cantidad de dentina sino también en el componente pulpar.

Hay una zona pobre en células adyacente a la capa de odontoblastos en la pulpa coronal, pero hay una zona rica en células en el área subodontoblástica. Además, la masa pulpar central que contiene vasos sanguíneos, nervios, tejido conectivo y fibroblastos se conoce como pulpa propiamente dicha.

Las células pulpares características más comunes son los odontoblastos, los procesos de odontoblastos, los fibroblastos, los macrófagos, los linfocitos, los mastocitos y las células dendríticas. EL CDP tiene un excelente potencial inherente de reparación y curación debido a la presencia de macrófagos, proliferación de fibroblastos y colágeno.⁵

2.6 Materiales restaurativos biomiméticos: resinas compuestas.

Casi todo en la naturaleza, incluidos dientes, perlas, conchas, corales y huesos, está compuesto de compuestos híbridos orgánicos e inorgánicos y las estructuras de cada componente regulan el rendimiento final de los híbridos. La resina compuesta dental (RCD) representa una categoría importante de biomateriales híbridos, que se componen de una matriz de resina y rellenos inorgánicos. Las RCD se han aplicado ampliamente en odontología para restaurar dientes enfermos y defectuosos desde la década de 1960 debido a su excelente estética, buena biocompatibilidad y facilidad de uso.

El material autorreparable/sangrado es un sistema compuesto de resina que emplea un enfoque biomimético para realizar una función de autorreparación. Muchos materiales naturales son en sí mismos compuestos autocurativos, como el hueso natural, que tiene la capacidad de autocurarse incluso en caso de fracturas importantes.

La autocuración puede ser intrínseca o extrínseca, según si las moléculas reparadoras se producen sólo en respuesta al daño (intrínseca) o ya están depositadas dentro del material (extrínseca).

La autocuración intrínseca ocurre a nivel molecular y se requiere una fuente externa de energía para controlar el movimiento de los reactivos. Por otro lado, los materiales extrínsecos de autorreparación generalmente dependen de cápsulas poliméricas, que se rompen cerca de la grieta y liberan la resina que reacciona con un catalizador existente, lo que resulta en la polimerización de la resina y la reparación de la grieta. También se podría lograr una mejora visual del daño añadiendo un medio muy llamativo, como un tinte fluorescente.⁴

2.7 Fibra de vidrio.

Las fibras de vidrio son hebras delgadas, de vidrio a base de sílice, que se extruyen en fibras de pequeño diámetro. Estas fibras se encierran en una matriz de resina para producir compuestos reforzados con fibra de vidrio.

Los compuestos reforzados con fibra de vidrio son una matriz de monómero polimerizado que está rellena con finas fibras de vidrio, unidas químicamente a esa matriz mediante agentes de acoplamiento de silano. El concepto del efecto reforzante de los rellenos de fibra depende de la transferencia de tensión del polímero a las fibras, así como del papel de cada fibra en la prevención de la propagación de grietas.

Las fibras de vidrio existen en diferentes composiciones, a saber, vidrio A, vidrio C, vidrio D, vidrio AR, vidrio S y vidrio E. Tienen diferentes propiedades y usos, pero en general, todas las fibras de vidrio son amorfas., y están formados por una red tridimensional de sílice, con oxígeno y otros átomos dispuestos al azar.

Las fibras de vidrio se emplean en diferentes campos, como la ingeniería, la industria del plástico, los tableros electrónicos, las carcasas de radares y en odontología. Se aplican en la fabricación de diferentes productos dentales, como prótesis parciales fijas, sistemas de postes de endodoncia y retenedores fijos de ortodoncia.

El composite reforzado con fibra de vidrio ofrece muchas ventajas a los materiales dentales, ya que proporciona una estética aceptable, no corrosivo, alta tenacidad, sin metal, efecto no alérgico, manejo aplicable en el sillón, biocompatibilidad y capacidad de adaptarse que cumplen con los requisitos específicos de muchas aplicaciones dentales (Ferracane y Condon 1992; Ramakri).⁵

2.8 Composites reforzados con fibras en odontología restauradora.

2.8.1 Breve reseña de los composites reforzados con fibras.

Los composites reforzados con fibras (CRF) fueron descritos por primera vez en la década de 1960 por Smith, cuando se utilizaban fibras de vidrio para reforzar el polimetacrilato de metilo. En los años 1970, las fibras de carbono también se utilizaron para reforzar las resinas acrílicas y, en los años 1980, se repitieron intentos similares.

En la década de 1990, los CRF se utilizaban para fabricar restauraciones de prótesis fijas. Desde entonces, ha habido un aumento constante de la investigación sobre este interesante grupo de materiales.

Recientemente se ha sugerido que las dentaduras postizas parciales fijas (DPF) unidas con resina y reforzadas con fibra de vidrio pueden ser una alternativa a las DPF unidas con resina con una estructura de metal fundido. En 1973, se publicó un informe sobre una técnica de una sola visita para reemplazar la corona del diente anterior natural avulsionada o extraída selectivamente del paciente utilizando la técnica de grabado ácido.

Ese mismo año, Rochette publicó su descripción de una técnica de dos visitas que utilizaba una férula de oro y retención con grabado ácido, que también se sugirió como medio para reemplazar los dientes anteriores faltantes. Cuando se utilizaron pónicos acrílicos originales con retención de composite mediante grabado ácido, la debilidad de la unión acrílico/composite y de los conectores de composite contribuyó a los fallos tempranos.

Los intentos de reforzar los conectores con pasadores de acero inoxidable o malla de alambre incrustados dentro del compuesto tuvieron sólo un éxito parcial debido a la falta de unión estable entre el "refuerzo" metálico y la resina compuesta.

Las inclusiones metálicas no aumentan adecuadamente la resistencia a la fatiga del composite. El CRF tiene una excelente resistencia a la fatiga porque las fibras incrustadas están unidas a la matriz polimérica y distribuidas a lo largo de la prótesis.

Las fibras permiten que las tensiones se redistribuyan eficazmente por toda la restauración. Brown analizó las aplicaciones dentales actuales del refuerzo de fibras, incluidos cementos y férulas dentales, fibras convertidas en estructuras para uso en composites directos e indirectos y bases de dentaduras postizas. Se revisó el uso contemporáneo de fibras en prótesis parciales fijas, se examinó su papel en los implantes biomédicos y se pronosticó su potencial futuro.

Göhring et al. Concluyó que las DPF adheridas, reforzadas con fibra de vidrio y retenidas con incrustaciones tuvieron éxito después de dos años. Llegaron a la conclusión de que era necesaria más investigación para optimizar el diseño de la estructura y su copolimerización en materiales de revestimiento.

2.9 Definición de Restauraciones de composite reforzadas.

Las restauraciones de composite reforzadas con fibras son restauraciones a base de resina que contienen fibras destinadas a mejorar sus propiedades físicas.

Este grupo de materiales es muy heterogéneo dependiendo de la naturaleza de la fibra, la disposición geométrica de las fibras y la resina superpuesta utilizada. Las fibras dentro de la matriz compuesta están idealmente unidas a la resina a través de una interfaz adhesiva. La función de las fibras es aumentar las propiedades estructurales del material actuando como tapones de grietas. La matriz de resina actúa para proteger las fibras y fijar su disposición geométrica, manteniéndolas en posiciones predeterminadas para proporcionar un refuerzo óptimo. La interfaz entre los dos componentes desempeña el papel vital de permitir que las cargas se transfieran desde el composite utilizado para reemplazar la estructura dental faltante a las fibras.

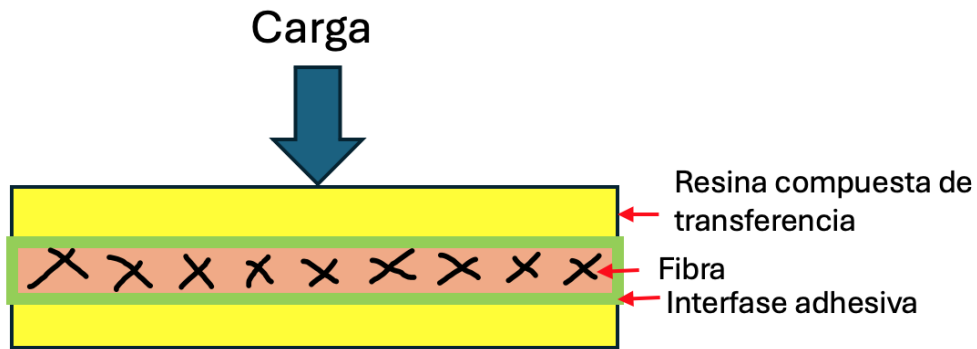


Figura 1. Diagrama que demuestra la estructura de las resinas compuestas reforzadas con fibras conteniendo fibras unidireccionales. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. Dent Update [Internet]. 2003;30(6):300–6.

2.9.1 Clasificación de fibras

Las fibras de refuerzo se presentan al dentista de varias maneras. **Figura 2.** La **Tabla 2**, enumera los productos y los clasifica según la composición del material, la arquitectura de las fibras dentro de la restauración, el estado de impregnación de la superficie y si el producto está diseñado para uso en el consultorio o en el laboratorio.

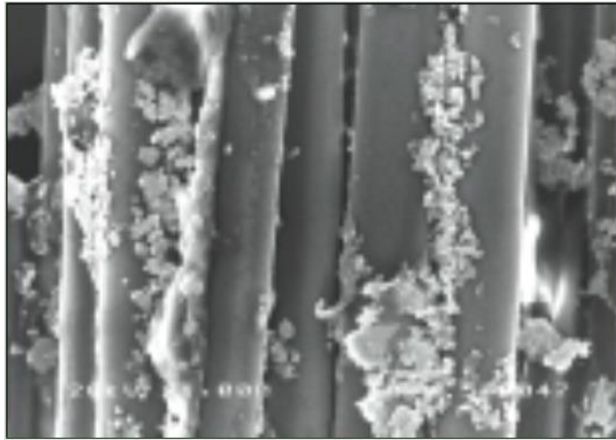


Figura 2. Diferentes tipos de Fibras disponibles para el área restaurativa.

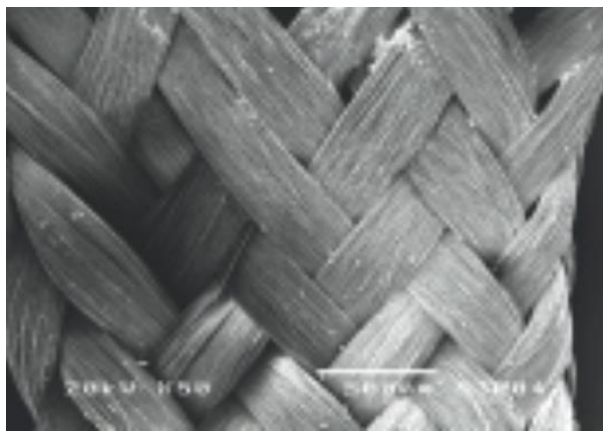
Producto	Compañía	Tipo de Fibra	Arquitectura de la fibra
Pre impregnadas, para la laboratorio			
FibreKor	Jeneric/Petron	Vidrio	Unidireccional
Vectris pontic	Ivoclar	Vidrio	Unidireccional
Vectris frame	Ivoclar	Vidrio	Malla
everStick net	Stick Tech Ltd	Vidrio	Malla
Pre impregnadas, para el sillón dental			
Split it	Jeneric/Petron	Vidrio	Unidireccional
Split it	Jeneric/Petron	Vidrio	Entrelazada
Split it	Jeneric/Petron	Polietileno	Entrelazada
everStick	Stick Tech Ltd	Vidrio	Unidireccional
Requieren impregnación, para el sillón dental			
Connect	Kerr	Polietileno	Trenzada
DVA	Dental/Ventures	Polietileno	Unidireccional
Fibre-splint	Polydentia Inc	Vidrio	Entrelazada
Fibreflex	Biocomp	Kevlar	Unidireccional
GlasSpan	GlasSpan	Vidrio	Trenzada
Ribbond	Ribbond	Polietileno	Entrelazada en gasa
Postes prefabricados pre impregandos			
C-Post	Bisco	Carbono	Unidireccional
FibreKor	Jeneric/Petron	Vidrio	

Tabla 2. Clasificación de la resina con refuerzos de fibra y productos dentales, adaptado de Freilich. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. Dent Update [Internet]. 2003;30(6):300–6.

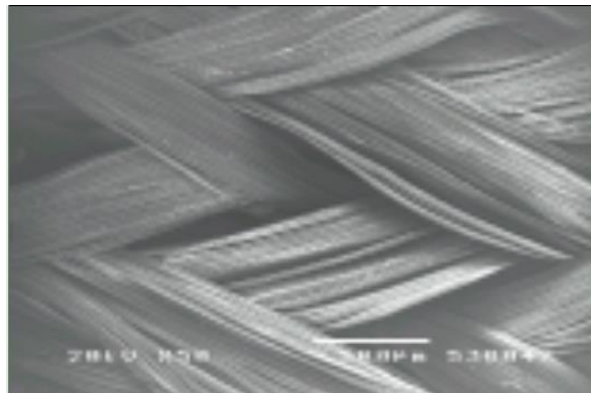
Los principales materiales utilizados son el vidrio, el polietileno de peso molecular ultra alto y las fibras de Kevlar. Las fibras se pueden disponer en una dirección (refuerzo de fibra unidireccional) y todas las fibras van desde un extremo de la restauración al otro de forma paralela. **Figura 3 A.** Alternativamente, las fibras se pueden disponer en diferentes direcciones entre sí, lo que da como resultado patrones arquitectónicos de tipo tejido o malla. **Figuras 3, B y C.**



A. Fibra unidireccional y pre impregnada



B. Fibra entretejida en forma de cuerda.



C. Fibra entre tejida.

Figura 3. Micrografías electrónicas de barrido que muestran las diferentes arquitecturas de las fibras disponibles para uso dental.

Las superficies de las fibras suministradas por el fabricante están preimpregnadas con resina y listas para adherirse al composite superpuesto, o requieren una impregnación previa en el consultorio antes de unirse al composite superpuesto.

Actualmente, los fabricantes dentales suministran sólo fibras industriales estándar; sin embargo, existe una amplia variación entre los productos con respecto a los tratamientos de superficie de las fibras, los métodos de incorporación de las fibras a la resina polimérica y los métodos de procesamiento en el consultorio y en el laboratorio. En el sistema Vectris (Ivoclar, Schaan, FL), las fibras de vidrio están preimpregnadas con metacrilato de glicidilo de bisfenol A (Bis-GMA) que permite la reticulación con la estructura compuesta superpuesta.

Sin embargo, las fibras de vidrio producidas por Stick (Stick Tech Ltd, Turku, Finlandia) están preimpregnadas con monómeros fotopolimerizables que se reticulan durante la polimerización del compuesto superpuesto, formando una red polimérica multifásica.

Algunas de las fibras producidas están destinadas al uso intraoral directo o pueden usarse indirectamente, mientras que otras están diseñadas para manipulación en laboratorio únicamente.

Los factores clave que influyen en las propiedades físicas de las estructuras CRF se enumeran a continuación:

- Carga de fibras (fracción volumétrica) dentro de la restauración;
- La eficacia de la unión en la interfaz fibra-resina;
- Orientación de la fibra en relación con la carga; I Posición de las fibras en la restauración. ⁶

2.9.2 Clasificación por sus Matrices.

Los compuestos reforzados con fibra se pueden clasificar en cuatro grupos según sus matrices: compuestos de matriz metálica (CMM), compuestos de matriz cerámica (CMC), compuestos de carbono/carbono (C/C) y compuestos de matriz polimérica (CMP) o compuestos poliméricos. **Figura 4.**

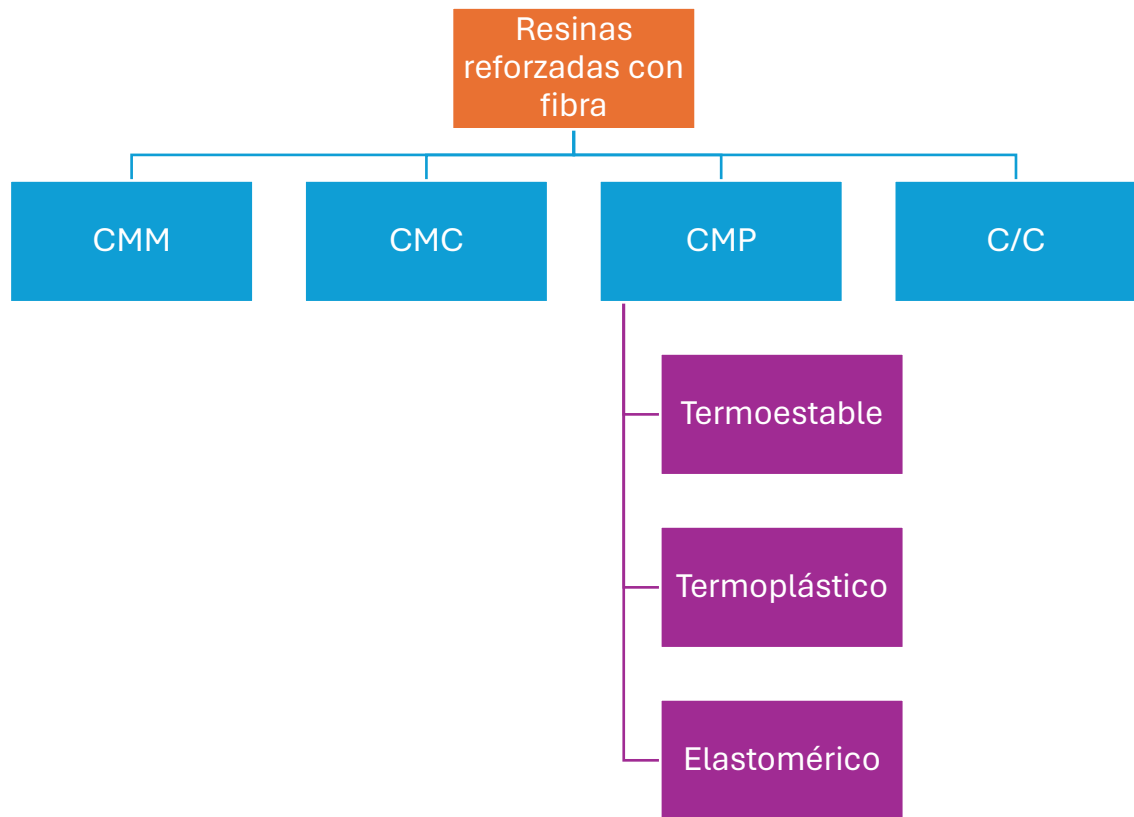


Figura 4. Clasificación de resinas de acuerdo a su matriz. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. Dent Update [Internet]. 2003;30(6):300–6.

La matriz, que tiene la función principal de mantener unido el refuerzo, también se considera resina, especialmente en el caso de los polímeros. Los CMP, que se distinguen de otros tipos especialmente por su ligereza, se clasifican además en compuestos termoestables, termoplásticos y elastoméricos.

Los termoestables tienen cadenas de polímeros reticuladas en la etapa de curado, lo que al final conduce a un producto rígido que no se puede remodelar. Los

termoplásticos, a diferencia de los termoestables, se pueden calentar y volver a fundir, lo que les permite remodelarlos como un nuevo producto y, por lo tanto, reciclarse de manera más amplia en comparación con los termoestables.

Lo más ventajoso de los termoestables es que se pueden utilizar a temperaturas elevadas, ya que no pierden rigidez estructural cuando se calientan. Ejemplos típicos de matrices poliméricas termoendurecibles son poliéster, éster vinílico, epoxi, fenólico, éster de cianato, poliuretano, poliimida y bismaleimida. Por otro lado, la poliamida, el polietileno, el polipropileno, el poliéter éter cetona, la polimida termoplástica, el poliuretano termoplástico, el policarbonato, el ácido poliláctico, la polisulfona, y el sulfuro de polifenileno son ejemplos comunes de matrices poliméricas termoplásticas.

Los elastómeros, al igual que los termoestables, logran reticulación como resultado del proceso llamado vulcanización. El material elastomérico más conocido es el caucho y, por lo tanto, los compuestos elastoméricos suelen denominarse compuestos de caucho. Los elastómeros se diferencian de los termoestables y termoplásticos por su comportamiento mecánico altamente elástico.

Algunos ejemplos de compuestos elastoméricos son las mangueras reforzadas con fibra de poliéster, los neumáticos para automóviles reforzados con fibra de aramida, los neumáticos para camiones de servicio pesado reforzados con alambre de acero o malla. Los avances recientes también llevaron a estudios que involucran la incorporación de CMP en cauchos con un intento de reemplazar los habituales rellenos minerales o de negro de humo.

Los CMM contienen un elemento metálico o una aleación como fase de matriz, por ejemplo, aluminio, magnesio, plomo, aluminio-litio, titanio, cobre y sus aleaciones. Estas suelen estar en forma de compuestos particulados, que tienen óxido de aluminio, óxido de circonio, óxido de torio, grafito, carburo de titanio, carburo de silicio, boro, tungsteno y molibdeno como refuerzos.

Los CMC tienen materiales de matriz como Al_2O_3 , Si_3N_4 , SiC , ZrO_2 , TiO_2 , WC , Cr_2O_3 , etc., que tienen puntos de fusión superiores a 1600°C . Los refuerzos utilizados se encuentran en forma de monofilamentos, fibras, bigotes, partículas y, recientemente, nanopartículas como los CNT. Los materiales de refuerzo generales son SiC , Al_2O_3 , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$, boro, etc.

Los compuestos C/C están compuestos por refuerzos a base de carbono y un material de matriz a base de carbono. El estado de los constituyentes puede ser diferente, como el grafito y el carbono. Estos compuestos encuentran aplicaciones en piezas aeroespaciales debido a requisitos como alta resistencia y resistencia a la oxidación a temperaturas elevadas como 1650°C .

Ejemplos típicos son los rotores de turbinas de gas, las toberas de los motores a reacción, los crisoles para metales fundidos, los frenos de disco de los automóviles y los pistones de los motores de combustión interna.⁷

2.9.3 Clasificación por su tipo.

2.9.3.1 Vidrio.

Las fibras de vidrio son las más comunes de todas las fibras de refuerzo utilizadas comercialmente para compuestos de matriz polimérica. Cuando es necesario maximizar la tenacidad y la resistencia a la tracción, las fibras de vidrio son el refuerzo elegido. Las recientes innovaciones en la formulación de fibra de vidrio permiten resistencias similares a las de las fibras de carbono.

Las principales ventajas de la fibra de vidrio son su bajo costo, alta resistencia a la tracción, buenas propiedades aislantes y alta resistencia química. Mientras que, por otro lado, las desventajas asociadas a las fibras de vidrio son su bajo módulo de tracción, baja resistencia a la fatiga, así como su alta densidad y mayor sensibilidad

al desgaste. Dependiendo de la composición química del vidrio, están disponibles comercialmente en diferentes grados.

1. El vidrio A, o vidrio alcalino, era un material básico común para la producción de fibra de vidrio. Este vidrio es económico y puede usarse como relleno para plásticos; sin embargo, con baja resistencia química al agua y baja resistencia, este tipo de vidrio no es tan deseable en el campo de la odontología.

2. Vidrio C: o vidrio resistente a productos químicos, estas fibras tienen buena resistencia a la corrosión y se utilizan en la fabricación de capas de superficie para proporcionar resistencia química adicional sobre el vidrio E.

3. El vidrio E, o vidrio eléctrico, es el tipo más común de fibra de vidrio utilizado en odontología debido a sus excelentes propiedades eléctricas y mecánicas. Estas fibras se caracterizan por su capacidad de resistir fuertemente el ataque del agua. La principal desventaja de este grado son los componentes impredecibles como el flúor.

4. Vidrio R: vidrio de refuerzo fabricado con aluminosilicatos de calcio que se utiliza donde se necesita mayor resistencia y resistencia a la corrosión ácida.

5. Vidrio S: este vidrio tiene alta elasticidad y resistencia. Sin embargo, es muy caro debido a sus procesos de fabricación. Glass S tiene aplicaciones muy limitadas y se utiliza principalmente en la industria aeroespacial.

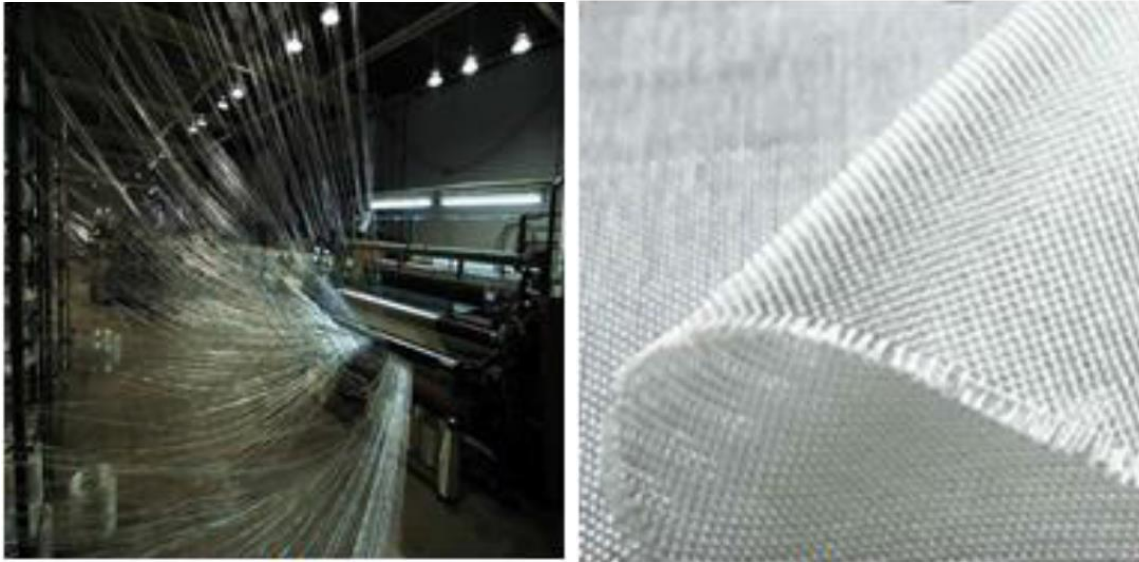


Figura 5. Fibras de Vidrio.

2.9.3.2 Carbono.

Las fibras de carbono fueron uno de los primeros avances en el refuerzo compuesto. En 1969 se publicó el primer artículo sobre la fabricación y caracterización de un compuesto experimental con una matriz de sílice pura reforzada con fibras de carbono.

La fibra de carbono es un material formado por fibras de entre 5 y 10 μm de diámetro y compuesto principalmente por átomos de carbono. Los átomos de carbono están unidos en cristales alineados paralelos al eje longitudinal de la fibra. Es esta alineación de los cristales la que le da a la fibra una alta relación resistencia-volumen. Los materiales reforzados con fibra de carbono son livianos, muy resistentes y tienen buena resistencia al impacto. Sin embargo, por otro lado, las fibras de carbono poseen poca resistencia al corte y cuando el material se fractura, las fibras se desintegran, lo que hace que los resultados sean impredecibles.

Las fibras de carbono no produjeron los mejores resultados en las pruebas in vivo; de hecho, muchos pacientes que habían sido tratados con biomaterial reforzado con

fibra de carbono presentaron 08 Biomateriales dentales avanzados con osteólisis, lo que dio lugar a la retirada del mercado de varios productos.

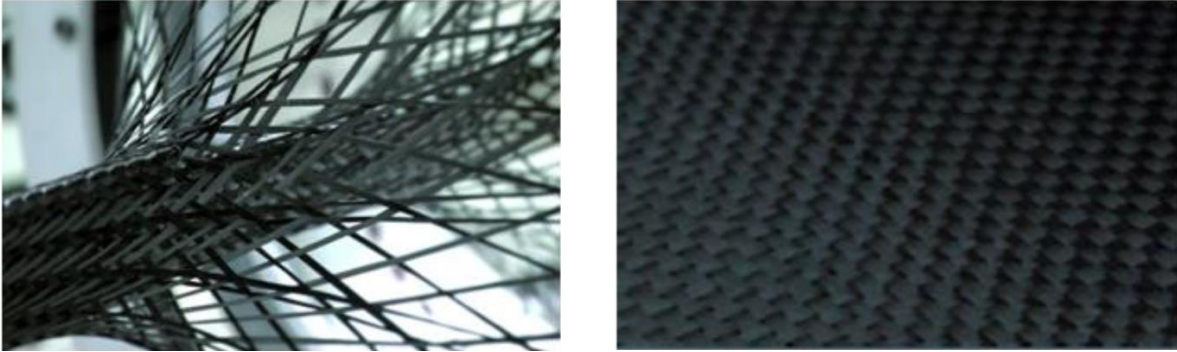


Figura 6. Fibras de carbono.

2.9.4. Polietileno.

El polietileno es un material muy versátil y tiene multitud de aplicaciones en el campo de la odontología. El uso principal es reforzar compuestos en forma de fibra. Se utilizan fibras de polietileno debido a que son muy estéticas en comparación con el metal fundido o la malla metálica.

Además, las fibras de polietileno tienen una alta flexibilidad, además de ser delgadas y fuertes, lo que las hace adecuadas para reforzar composites en restauraciones grandes.

Las fibras de polietileno son reconocidas por tener buena biocompatibilidad y pueden tratarse la superficie para mejorar la unión de la resina. Sin embargo, la mayoría de los casos clínicos que utilizaron fibras de polietileno fueron de corta duración. Para mejorar la credibilidad, se necesitan más ensayos clínicos con resultados a largo plazo. ⁸

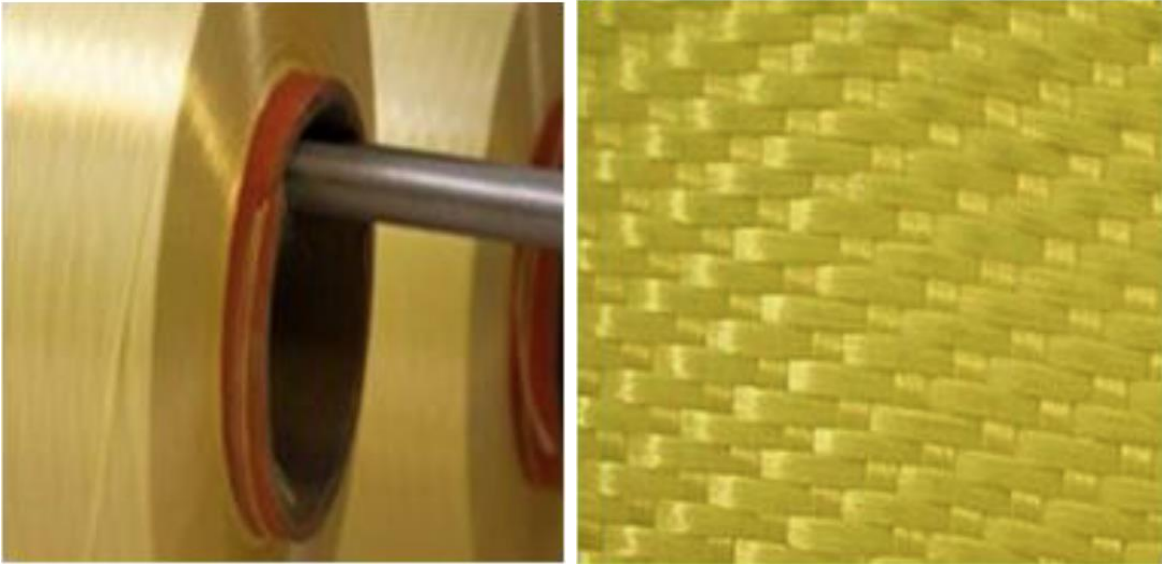


Figura 7. Fibras de polietileno.

2.9.5 Estructura y propiedades de los composites reforzados con fibras.

Los composites reforzados con fibras (CRF, *por sus siglas en inglés*) son una combinación de materiales de matriz polimérica y fibras de refuerzo. Las fibras del compuesto actúan como fase de refuerzo cuando se aplica la carga al compuesto.

La carga se transfiere a las fibras y es transportada por ellas. Las fibras de refuerzo pueden tomar la forma de configuraciones continuas unidireccionales (rovings), continuas bidireccionales (tejidos) o continuas orientadas al azar (esteras), o fibras cortas orientadas al azar.

De los muchos tipos de fibras disponibles, las más clínicamente adecuadas han demostrado ser las fibras de vidrio que pueden silanizarse y unirse a la matriz de resina del CRF.

Las fibras de vidrio varían según su composición y la fibra más comúnmente utilizada es el vidrio E (vidrio eléctrico), que ofrece un vidrio químicamente estable y duradero en el rango de pH de 4 a 11.

Otras fibras que se han utilizado incluyen fibras de carbono/grafito, pero su apariencia negra limitó su uso clínico. También se han realizado intentos de utilizar fibras de polietileno de peso molecular ultra alto (*por sus siglas en inglés UHMWP*), pero existen problemas para unir estas fibras a la matriz de resina.

Además, los microorganismos orales tienen una alta afinidad por este material, adhiriéndose al UHMWP-CRF; esto puede limitar su uso como material dental.

Obviamente, la resistencia y rigidez de una construcción específica hecha de CRF depende de la matriz polimérica y del tipo de material dental, refuerzo de fibra.

Los factores que influyen en las propiedades de los CRF se enumeran en la Tabla 3.

Propiedades físicas de los composites reforzados con fibra
<ul style="list-style-type: none">• Propiedades de la fibra vs las propiedades de la matriz polimérica• Impregnación de las fibras con resina• Adhesión a la matriz de la resina• Cantidad de las fibras• Orientación de las fibras• Localización y fracción de volumen de las fibras en la construcción

Tabla 3. Factores que contribuyen a las propiedades físicas de los composites reforzados con fibra.

En aparatos dentales de tamaño relativamente pequeño, la calidad de la subestructura de CRF que soporta la carga es de importancia. Desde esta perspectiva, se deben tener cuidadosamente en cuenta todos los factores antes mencionados que influyen en las propiedades de los CRF.

Esto es especialmente importante porque la masticación hace que los aparatos dentales estén sujetos a patrones de carga cíclica. Por lo tanto, el aparato no sólo debe tener una resistencia estática adecuada, sino también una resistencia dinámica (fatiga) adecuada.

También hay que tener en cuenta que las construcciones dentales son de naturaleza multifásica. Los sistemas de postes radiculares reforzados con CRF constan de dentina, cemento compuesto de resina, composite de resina para la reconstrucción del muñón y, como componente de soporte de carga, está el poste radicular CRF.

Todos estos materiales deben tener una resistencia y compatibilidad adhesiva adecuadas. Al aumentar la cantidad de fibras en la matriz de resina, aumentan la resistencia del CRF y el módulo de flexión. Figura 8.

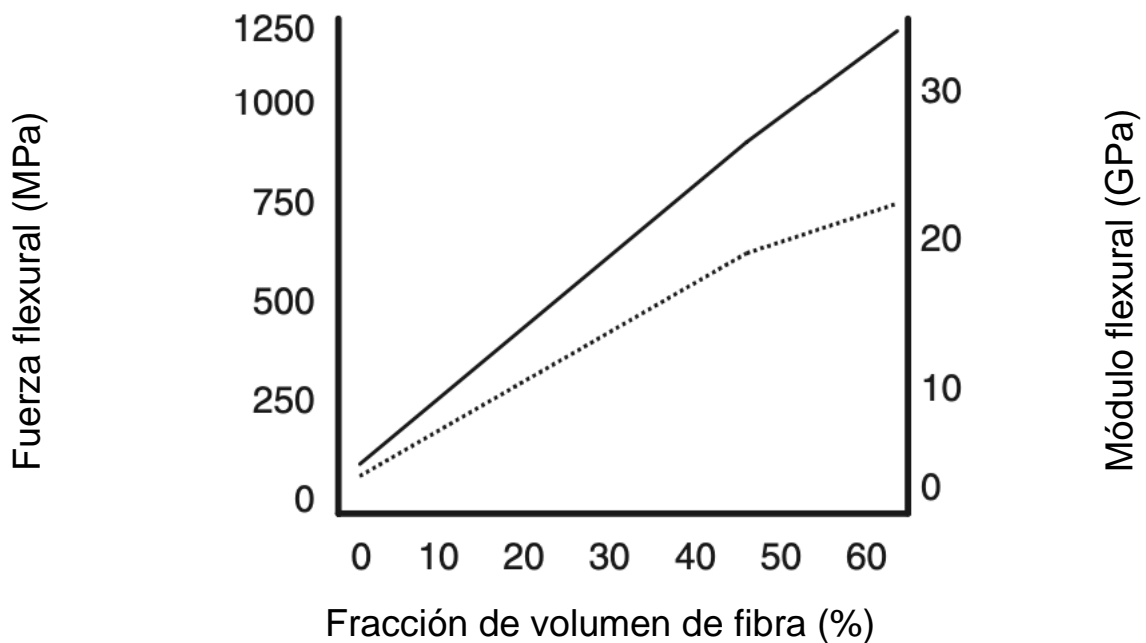


Figura 8. Resistencia a la flexión máxima y módulo de elasticidad del CRF unidireccional representados frente a la fracción de volumen de fibra de vidrio E (línea continua, resistencia a la flexión; línea discontinua, módulo de flexión) (ensayo de flexión de tres puntos, tramo de 10 mm).

Un parámetro importante responsable de la resistencia del CRF es la impregnación de las fibras con resina. Las fibras de refuerzo son difíciles de impregnar con

sistemas de resina de alta viscosidad. Estos sistemas de resina altamente viscosos son, en particular: aquellos mezclados con polímero en polvo y monómero líquido que se utilizan en bases para dentaduras postizas, dentaduras postizas parciales fijas provisionales (DPF) y aparatos de ortodoncia removibles; o aquellos hechos de resinas fotopolimerizables y rellenos particulados.

Se recomienda una impregnación de resina aplicada por el fabricante de las fibras utilizadas en odontología para garantizar la impregnación completa de las fibras por la resina. La impregnación completa de las fibras por la resina permite que la resina entre en contacto con cada fibra. Si no se alcanza la impregnación completa debido a la alta viscosidad de la resina o a la contracción de la polimerización de la resina, entonces las propiedades mecánicas del CRF no alcanzarán los valores óptimos calculados a partir de las leyes de la mezcla.

En los CRF, se pueden utilizar dos tipos de resinas, resultantes de una matriz polimérica reticulada (termoestable) o lineal (termoplástica). Una matriz reticulada se forma a partir de resinas multifuncionales o de dimetacrilato, mientras que los metacrilatos monofuncionales forman una matriz polimérica lineal (no reticulada). También existen métodos de impregnación basados en el uso de combinaciones de resinas de tipo termoestable y termoplásticas.

La matriz polimérica es de naturaleza multifásica y, por definición, es una red polimérica semiinterpenetrante (semi-IPN) que tiene el polímero reticulado y el polímero lineal mezclados entre sí. En la polimerización, los monómeros de dimetacrilato forman una Estructura semi-IPN predominantemente reticulada con fases del polímero lineal polimetilmetacrilato (PMMA).

Una matriz polimérica reticulada forma un CRF más rígido que el obtenido por polímeros termoplásticos o semi-IPN. Por otro lado, las matrices poliméricas termoplásticas y semi-IPN proporcionan mayor tenacidad que los CRF hechos de polímeros termoplásticos altamente reticulados. - conjuntos. La matriz polimérica

semi-IPN de un CRF proporciona ventajas sobre las matrices de dimetacrilato reticulado o de tipo polímero epoxi, tanto en las propiedades de manipulación como en la unión de restauraciones realizadas indirectamente y postes de conducto radicular a cementos de fijación de resina y composites de revestimiento.⁹

2.9.6 Factores que influyen en las propiedades mecánicas.

2.9.6.1 Cantidad de fibras.

La cantidad de fibras utilizadas para reforzar un material puede tener un efecto significativo en las propiedades mecánicas de ese material. En general, los CRF tienen una fracción de volumen alta de fibra, alrededor del 60% en volumen, mientras que en odontología la fracción de fibra se mantiene relativamente baja, ya que la fibra de vidrio debe cubrirse con una capa de polímero sin relleno.

Callaghan et al. investigaron el comportamiento de desgaste del CRF y encontraron que la muestra con 7,6% en peso de fibras de vidrio tenía muy poca matriz y un grupo de fibras debido a una posible sobrecarga. Una alta concentración de fibras de vidrio puede provocar una fractura prematura de las fibras. Para lograr la mejor resistencia al desgaste, unión y menor riesgo de fractura, la cantidad de fibras debe estar entre 2,0 y 7,6% en peso para la matriz.

2.9.6.2 Distribución de las fibras.

La forma en que se distribuyen las fibras dentro de un compuesto influye en gran medida en las propiedades de ese material. Las fibras que están distribuidas uniformemente tienden a tener un efecto positivo en la resistencia a la fatiga, lo que significa que pueden soportar más tensiones cíclicas. Sin embargo, por otro lado, si

las fibras están situadas en un solo lugar, pueden provocar que la resistencia y el módulo de Young aumenten. Fonseca et al. (2014) encontraron que la tenacidad a la fractura, la resistencia a la flexión y la resistencia a la compresión eran mayores cuando se usaban fibras de vidrio cortas distribuidas aleatoriamente.

2.9.6.3 Orientación de las fibras.

Como se muestra en la figura 9, las fibras pueden orientarse perpendiculares entre sí, paralelas entre sí o distribuidas aleatoriamente. Las fibras unidireccionales son anisotrópicas, lo que significa que el refuerzo está en una sola dirección, mientras que las fibras bidireccionales son ortotrópicas y ofrecen soporte en dos direcciones. Las fibras cortas orientadas aleatoriamente proporcionan un refuerzo isotrópico en todas las direcciones. Los CRF longitudinales unidireccionales son mucho más fuertes cuando la fuerza se aplica a lo largo de la dirección de la fibra; cuando se aplica una tensión en ángulo con respecto a la dirección de las fibras, su resistencia se reduce.

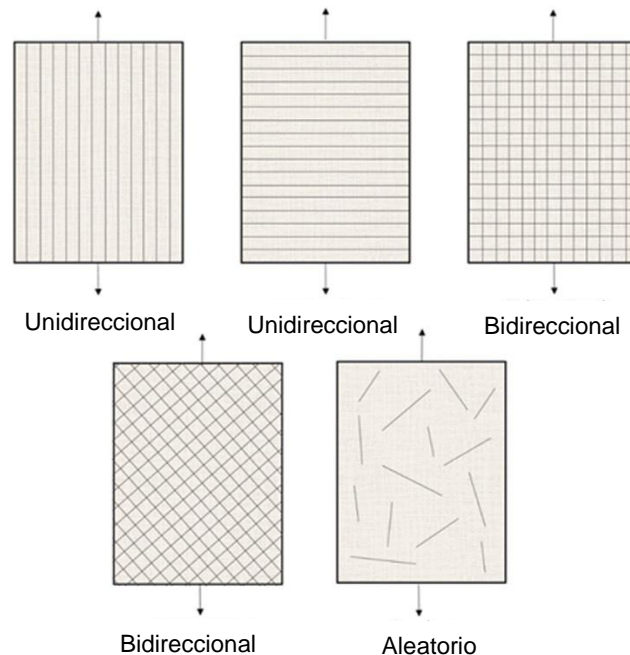


Figura 9. Esquema de orientación de las fibras con la matriz. Las flechas representan la dirección de la carga.

La orientación de las fibras también juega un papel clave en la adhesión a la dentina y el esmalte. Tezvergil et al. demostró que las fibras orientadas al azar daban la mayor resistencia al corte con el esmalte. Sin embargo, por otro lado, son las fibras bidireccionales las que dan la mayor resistencia al corte a la dentina.

2.9.6.4 Longitud de las fibras.

Es esencial que la tensión se transfiera desde la matriz polimérica a las fibras, un factor clave para que esto suceda es determinar la longitud de las fibras de refuerzo. Para garantizar que la tensión se transfiera entre las fibras, la longitud de las fibras de refuerzo debe ser igual o mayor que la longitud crítica de la fibra (L_c).

Cuando la longitud de la fibra es mucho mayor que L_c , se la conoce como continua, y las fibras más cortas se denominan discontinuas. Las fibras que son significativamente más cortas que L_c hacen que la matriz se deforme alrededor de las fibras, produciendo muy poca transferencia de tensión y prácticamente ningún refuerzo.

2.9.6.5 Adhesión de fibras a la matriz polimérica.

La adhesión se define como una atracción molecular o atómica entre dos superficies en contacto promovida por la fuerza interfacial o atracción entre las moléculas o átomos. La adhesión entre matriz y fibra es de gran importancia ya que afecta la resistencia del material. Si la adhesión fuera inadecuada, las fibras actuarían como una inclusión en la matriz, debilitando así el composite.

Normalmente, todas las fibras de vidrio contienen grupos hidroxilo (OH) en su superficie, lo que significa que potencialmente tienen una buena adhesión a materiales resinosos. Para ayudar al proceso de adhesión, las fibras son tratadas químicamente en su superficie, esto se conoce como encolado. El proceso de encolado consiste en recubrir las fibras con compuestos antiestáticos; existe una

mezcla diversa de ingredientes utilizados en el apresto, como componentes poliméricos, un agente de acoplamiento y una variedad de aditivos. Los agentes de acoplamiento de silano son compuestos sintéticos y sirven principalmente para la modificación de superficies entre dos materiales diferentes. Estos vínculos se crean artificialmente y, por lo tanto, no ocurren de forma natural.

2.9.6.6 Impregnación de fibras con matriz polimérica.

Un buen contacto de las fibras de refuerzo con la matriz de resina es un requisito esencial para la adhesión de las fibras a la resina; por lo tanto, es necesario humedecer la superficie de la fibra.

La impregnación de resina se relaciona con las propiedades de humectación de la superficie y la viscosidad del material de resina. Una impregnación deficiente crea vacíos entre la matriz y la fibra, lo que reduce la capacidad de carga.

Otro problema adicional con una impregnación deficiente es que puede conducir a la sorción de agua, aquí es donde se permite que el agua entre a través de grietas y huecos, lo que reduce la fuerza de unión entre la matriz y la fibra, lo que lleva a la degradación hidrolítica.¹⁰

2.9.6.7 Sorción de agua.

El efecto de la sorción y la solubilidad puede tener consecuencias adversas en un CRF dental. Con el tiempo, la absorción de agua puede provocar una disminución de las propiedades mecánicas. La razón de esto es una ruptura hidrolítica del enlace entre las fibras y la matriz o una degradación hidrolítica. Se ha descubierto que las propiedades mecánicas, como la resistencia al desgaste, la resistencia a la flexión, la resistencia a la tracción y el módulo de elasticidad, se ven afectadas negativamente por la absorción de agua.

El efecto negativo que tiene la sorción de agua sobre las propiedades mecánicas de los CRF ha generado preocupación por la reducción de la vida útil de estos materiales. Aunque la sorción de agua tiene muchos efectos negativos sobre las propiedades de los materiales CRF, también puede tener algunos efectos positivos. McCabe y Rusby, encontraron que la expansión causada por la sorción de agua puede ayudar a superar las tensiones de la contracción de la polimerización en la interfase de restauración.

2.9.6.8 Contracción de polimerización.

Cuando se polimerizan, las fibras de composite dentales se encogen debido a una disminución en la distancia entre los átomos a medida que los monómeros reaccionan para establecer un enlace covalente. Esta contracción de polimerización crea contracción y tensiones internas que resultan en deformación en la estructura dental circundante y, además, un sellado marginal aún pobre.

La reacción de curado de los composites de resina dental a menudo implica la iniciación con luz visible de monómeros de dimetacrilato para formar un polímero altamente entrecruzado. Una mayor fracción de volumen de fibra conduce a una disminución en la contracción de la polimerización. El problema de la contracción por polimerización y la tensión de contracción aún no se ha resuelto; sin embargo, la respuesta puede ser métodos de curado alternativos.

2.9.7 Propiedades mecánicas.

2.9.7.1 Resistencia mecánica.

La resistencia estática más alta (resistencia a la flexión máxima) del CRF requiere una densidad de fibra de aproximadamente el 70% en volumen. Un material de vidrio de alta calidad con alta densidad de fibra proporciona altas propiedades de flexión (con vidrio E a 1250 MPa). La sorción de agua de la matriz polimérica reduce

la resistencia y el módulo de elasticidad del CRF de la matriz polimérica semi-IPN en aproximadamente un 15 % dentro de los 30 días posteriores al almacenamiento de agua a 37 °C.

Existe una correlación positiva entre la sorción de agua de la matriz polimérica y la reducción de las propiedades de flexión. Por ejemplo, la alta absorción de agua de una matriz de poliamida (nylon) causa una reducción de más del 50% en la resistencia de un CRF. La reducción de las propiedades de flexión es reversible, es decir, la recuperación de las propiedades mecánicas del CRF se produce después de la deshidratación.

En otro estudio, no se evidenciaron reducciones significativas de la resistencia y el módulo de flexión incluso después de un almacenamiento de agua a largo plazo (hasta 10 años). La resistencia de un CRF también depende de la dirección de la fibra. La eficiencia del refuerzo de fibra (factor de Krenchel) varía en laminados CRF con diferentes orientaciones de fibra.

Las fibras unidireccionales continuas dan la mayor resistencia y módulo de elasticidad para el Composite reforzado, pero la propiedad está disponible sólo cuando la dirección de la tensión es la misma que la dirección de las fibras. El comportamiento anisotrópico de los CRF unidireccionales también se puede observar en otras propiedades, como la expansión térmica o la contracción por polimerización.

El efecto de refuerzo de las fibras se puede dividir en dos o más direcciones y los CRF se denominan ortotrópicos e isotrópicos con respecto a las propiedades térmicas y propiedades físicas, respectivamente.

La variación del tipo de refuerzo de fibra desde unidireccional continuo (haz de fibras) hasta bidireccional continuo (tejido de fibras) también marca una diferencia en el diagrama tensión-deformación del material CRF.

Por ejemplo, el pónico de un FPD, o un poste de conducto radicular, donde se necesita alta resistencia y rigidez, se puede reforzar con fibras unidireccionales continuas. Por otro lado, los márgenes de la corona, donde se necesita dureza, se pueden reforzar con fibras tejidas (bidireccionales).

A modo de comparación, también se muestra que los materiales protésicos convencionales de aleaciones metálicas y cerámicas son frágiles y no pueden fabricarse a medida para tener propiedades mecánicas específicas.

Hay varios estudios relacionados con la resistencia del CRF que pueden haber mostrado valores engañosos para la resistencia del material. Las pruebas de muestras de pequeñas dimensiones, como postes de conducto radicular, pueden dar lugar a resultados incorrectos.

Se sabe que las fórmulas matemáticas comúnmente utilizadas para calcular la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de las probetas dependen del diámetro (altura) de la probeta y de la longitud del tramo del montaje de ensayo para el ensayo de flexión de tres puntos. Con una longitud de luz constante, las probetas más delgadas revelan mayores valores de resistencia a la flexión y módulo de elasticidad que los obtenidos con probetas del mismo material, pero de mayor dimensión.

Por lo tanto, para comparar los valores de resistencia del material, las muestras deben tener exactamente el mismo diámetro y longitud de tramo en su configuración de prueba. Esto es importante en la interpretación de los resultados obtenidos, por ejemplo, de postes de conducto radicular.

2.9.7.2 Adhesión entre interfases.

La adhesión del composite de resina de relleno particulado (cemento de fijación de resina, composite de revestimiento) desempeña un papel importante en la transferencia de carga desde la superficie del dispositivo a la estructura del CRF y al diente. El CRF como sustrato adhesivo contiene diferentes tipos de materiales, desde polímeros hasta cargas de fibra de vidrio inorgánicas e incluso cargas particuladas.

La adhesión interna del CRF que influye en la fuerza cohesiva se basa en la unión de las fibras a la matriz polimérica. Las fibras más adecuadas a este respecto son fibras de vidrio y sílice que contienen grupos OH, que pueden silanizar para una mejor adhesión a la matriz polimérica.

Las fibras menos adecuadas son las fibras UHMWP que han demostrado ser difíciles para la adhesión de la resina incluso aunque la superficie de la fibra haya sido activada con varios tipos de tratamiento de alta energía, por ejemplo.

Al unir resina nueva a CRF, las fibras y la matriz polimérica son sustratos para la adhesión. Si las fibras del CRF están expuestas en la superficie de unión, las propiedades adhesivas de las fibras mismas juegan un papel en la unión de la resina adhesiva y el cemento de fijación compuesto de resina al CRF: las fibras de vidrio se pueden unir al refuerzo parcial de fibra (*por sus siglas en inglés PFR*) mediante silanización.

Debido a la naturaleza reticulada de la matriz polimérica de la mayoría de los materiales dentales CRF, existen dos posibilidades para obtener la adhesión del PFR al FRC: entrelazado mecánico o adhesión basada en la polimerización continua de la matriz de resina del CRF. Si el CRF contiene fases poliméricas no reticuladas, es decir, están hechas de termoplásticos o polímeros semi-IPN, la

adhesión también puede basarse en la difusión de monómeros de la nueva resina o compuesto de resina en la matriz polimérica no reticulada.

Esto requiere que el parámetro de solubilidad del polímero lineal sea cercano al del sistema monómero del PFR. Durante la polimerización de la resina, se forma una unión adhesiva basada en una estructura secundaria semi-IPN (Fig. 9.2).

Un ejemplo bien conocido de estructura secundaria semi-IPN se encuentra en las reparaciones de bases de dentaduras postizas fracturadas mediante resina acrílica de reparación. Los monómeros de resina acrílica de reparación se disuelven e hinchan la superficie para formar una unión secundaria semi-IPN duradera.

La adhesión del PFC al CRF elaborado directamente (o en el sillón) difiere del CFR elaborado indirectamente en el laboratorio dental. Se sabe que en la polimerización de resinas y compuestos a base de resina para CFR en el aire, se forma en la superficie una capa superficial no polimerizada, la llamada "capa inhibida por oxígeno". Los PFC pueden adherirse a esta capa mediante Polimerización por radicales libres del PFR y forma una unión duradera.¹¹

2.9.7.2.1 Adhesión específica entre las fibras y la matriz.

El rendimiento de los CRF está controlado por las propiedades de la interfaz fibra-matriz. Una buena adhesión entre las fibras y la matriz es un requisito principal para un uso eficaz de las propiedades de refuerzo.

Esta unión (o adhesión) interfacial da como resultado una transferencia eficiente de tensiones desde la matriz continua al refuerzo de fibra dispersa y puede aumentar su capacidad para absorber energía. Sin embargo, si la adhesión no es duradera y si aparecen huecos entre la fibra y la matriz, estos huecos pueden actuar como sitios de fractura inicial en el composite y provocar la ruptura del material.

Teniendo esto en cuenta, la adhesión duradera entre la fibra y la matriz es importante para el rendimiento mecánico y la longevidad de la restauración en aplicaciones dentales.

El tratamiento de las fibras es beneficioso para mejorar la resistencia al agua de las fibras, mejorar la humectabilidad de la superficie de las fibras por la resina y promover la adhesión interfacial. Un agente de acoplamiento es una sustancia química que funciona en la interfaz para crear un puente químico entre el refuerzo y la matriz.

Los silanos son reconocidos como agentes de acoplamiento eficientes ampliamente utilizados en compuestos y formulaciones adhesivas. Los silanos son compuestos químicos híbridos inorgánicos-orgánicos en los que un carbono está directamente unido al silicio. Estos compuestos son ésteres de silicio y se utilizan como agentes de acoplamiento en el tratamiento de silanización, a veces denominado silanización. Esto se refiere al tratamiento de superficie destinado a promover la unión de matrices diferentes.

La humectación efectiva de las fibras por la matriz de resina, también llamada impregnación de resina, es un requisito previo para su uso efectivo antes de los pasos posteriores en la fabricación de la restauración final en odontología.

Un sistema actual de refuerzo de fibras basado en preimpregnación utiliza polímeros lineales altamente porosos para preimpregnar las fibras. Como concepto, una IPN es una combinación de dos o más polímeros en forma de red que se sintetizan en yuxtaposición.

Se diferencian de las mezclas de polímeros que tienen una estructura más rugosa y también de los copolímeros que se basan en reacciones químicas de unidades monoméricas y cadenas principales de polímeros.

Actualmente, en los materiales dentales, se forman nanoestructuras similares a IPN y se utilizan en polímeros de base para dentaduras postizas, dientes para dentaduras postizas y CRF, y muy recientemente en algunas resinas compuestas restauradoras novedosas. En las interfaces adhesivas, los polímeros y compuestos de IPN proporcionan una buena adhesión a los compuestos de resina basándose en la unión secundaria de IPN debido al hinchamiento de la nanoestructura de IPN.

También se pueden considerar como IPN varias interfaces adhesivas entre biomateriales naturales y sintéticos y resinas adhesivas mediante imprimaciones o agentes de acoplamiento. ¹²

2.9.8 Propiedades ópticas.

Las fibras de vidrio poseen un índice de refracción similar al de la resina; por lo tanto, permiten la transmisión de luz de manera eficiente (Khan et al. 2015). En consecuencia, la adición de fibras de vidrio al composite dental mejorará sus propiedades mecánicas sin afectar el grado de conversión de la matriz de resina, a diferencia de las fibras de kelvin, carbono o circonio de color opaco.

2.9.9 Propiedades viscoelásticas.

Los estudios revelaron que el comportamiento viscoelástico de los polímeros reforzados con fibras de vidrio fue de 15,32 GPa, que es comparable al de la dentina (17 GPa).

2.9.10 Propiedades térmicas.

La orientación de las fibras de vidrio tiene un impacto en el coeficiente lineal de expansión térmica; Se encontró que el coeficiente lineal de expansión térmica para fibra de vidrio unidireccional tiene un promedio de $5,0 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$.

Curiosamente, los estudios revelaron que las fibras reforzadas unidireccionales continuas tienen dos coeficientes de valores de expansión térmica, un valor más bajo, en la dirección paralela a las fibras, y un valor más alto, en la dirección perpendicular a las fibras, como la rigidez de las fibras, las fibras inhiben la expansión de la matriz longitudinalmente y permiten la expansión en la dirección transversal. ¹³

2.10 Contracción de polimerización y microfiltración de compuestos reforzados con fibras cortas.

La contracción por polimerización es una de las limitaciones más críticas de los composites dentales fotopolimerizables. Dicha contracción induce tensión de contracción en la interfaz entre la resina compuesta y las paredes de la cavidad, lo que lleva a la formación de espacios y caries secundarias.

Muchos estudios han reportado esfuerzos para desarrollar métodos para eliminar este problema. Uno de estos métodos recomendados es utilizar la técnica incremental para reducir la contracción de la polimerización; sin embargo, lleva mucho tiempo, aumenta el riesgo de contaminación y podría crear huecos entre las capas. Se ha introducido material de relleno masivo para acelerar la aplicación y reducir el tiempo en el consultorio y la contracción de la polimerización.

Estudios anteriores han informado de una baja contracción de polimerización de compuestos cortos, orientados aleatoriamente y reforzados con fibras en comparación con las resinas PFC. Garoushi et al. compararon la contracción de polimerización de varias resinas compuestas comerciales para posteriores, incluidas las resinas de relleno en masa y los composites reforzados con fibras cortas (*por sus siglas en ingles SFRC*), utilizando el método de galgas extensométrica.

Llegaron a la conclusión de que SFRC tenía la deformación de contracción más baja (0,17 %), y lo atribuyeron a los rellenos de fibra corta, y plastificación de la matriz polimérica.

Aclararon que las propiedades de los materiales anisotrópicos varían según la orientación de las fibras de refuerzo, y la contracción no es igual en todas las direcciones y la contracción de polimerización se controla en la dirección de las fibras.

Por lo tanto, durante la polimerización, el material no es capaz de encogerse a lo largo de las fibras. Conserva sus dimensiones originales horizontalmente, pero la matriz polimérica entre las fibras puede encogerse.

En otro estudio, evaluaron la magnitud de la resina SFRC en la deformación de contracción de polimerización, la tensión de contracción y la microfiltración marginal de la restauración.

Afirmaron que la presencia de fibras cortas en la resina compuesta aumenta la resistencia a las microfisuras, al tiempo que disminuye significativamente la tensión de contracción y la microfiltración en comparación con esas restauraciones, fabricados a partir de resinas de perfluorocarbono (PFC).

Tsujimoto et al., informaron que SFRC tenía una contracción volumétrica significativamente menor (1,15%) que las otras resinas de PFC convencionales y de relleno en masa probadas (rango: 1,3-2,4%).

Confirmando los estudios mencionados anteriormente, Bocalon et al. concluyó que el reemplazo de una pequeña fracción de partículas de relleno con rellenos de fibra de vidrio redujo significativamente la contracción post-gel en el rango de 30-72%.

En contraste, en otro estudio, Bocalon et al. demostró que el reemplazo de una pequeña fracción de partículas de relleno con rellenos de fibra de vidrio aumenta significativamente la tensión de contracción.

Miletic et al. informaron que la contracción volumétrica del SFRC fue similar o menor que la de las resinas de PFC convencionales probadas, y que los rellenos de fibra de vidrio no alteraron el comportamiento de contracción del SFRC en la configuración de medición utilizada.

Esto de acuerdo con Al Sunbul et al, quienes investigaron la tensión de contracción de 18 resinas compuestas disponibles comercialmente. Informaron que los valores de la tensión de contracción de polimerización oscilaban entre 3,94 y 10,45 MPa, y SFRC tenía un valor de 5,16 MPa, que era similar o menor que muchos de los de relleno en masa y se probaron resinas de PFC convencionales.

Curiosamente, Shouha y Ellakwa informaron que la adición de 5% en peso de rellenos de fibra corta a la matriz de resina no afectó los valores de tensión de contracción de polimerización, mientras que una carga de 10 y 20% en peso resultó en valores de tensión más altos. Según Shouha y Ellakwa, un aumento en la tensión de contracción debido a la carga de fibra de >5% en peso podría surgir predominantemente de aumentos en el módulo y la rigidez del material.

Esto está en línea con Fronza et al., quienes informaron un valor de tensión de contracción más alto para SFRC (4,3 MPa) en comparación con otras cuatro resinas de relleno masivo y de PFC convencionales (rango: 2,6-3,7 MPa).

Para muchos científicos, los estudios de microfiltración siguen siendo el método empleado para obtener una idea preliminar sobre la calidad de un nuevo material o combinación de materiales. El uso de SFRC como subestructura para restauraciones compuestas biomiméticas en dientes posteriores grandes de clase I y II ha mostrado una tendencia hacia menos fugas en comparación con los composites convencionales.

Boutsiouki et al. evaluaron la microfiltración de cavidades de clase I restauradas con diferentes materiales de base compuesta bajo resina PFC colocada directamente. Los datos mostraron que los dientes restaurados con una base de SFRC tenían los valores de microfiltración más bajos en comparación con otros materiales probados.

Boutsiouki et al. afirmó que los SFRC exhibe efectos beneficiosos en la absorción de tensiones de contracción, lo que se refleja en valores bajos de microfiltración.

El material base de SFRC utilizando la técnica biomimética (restauraciones de clase II) mostró valores de microfiltración estadísticamente más bajos en comparación con otras restauraciones hechas de diferentes materiales base de relleno masivo.

También estudió la microfiltración en cavidades profundas de clase II restauradas con diferentes resinas de relleno masivo y de PFC convencionales, y encontró que SFRC mostró los valores de microfiltración más bajos, mientras que la resina de PFC convencional mostró los más altos.¹⁴⁻¹⁵

2.11 Profundidad de curado y transmisión de luz de composites reforzados con fibras cortas.

Varios fabricantes afirman que las resinas compuestas de relleno masivo se pueden aplicar a una profundidad de 4 a 5 mm con fotopolimerización mejorada. En algunas situaciones clínicas, la punta de la guía de luz no se puede colocar en estrecho contacto con la superficie de la restauración.

Por lo tanto, cualquier aumento en la profundidad de la curación obtenida mediante el curado debe considerarse importante para la práctica clínica diaria. Se ha documentado que el grado de conversión de monómeros de los composites a base de resina influye en sus propiedades mecánicas y, por tanto, en el rendimiento clínico.

Miletic et al. correlacionaron el grado de conversión (DC) y la dureza Vickers (VH) y el parámetro de translucidez con la profundidad de curado de SFRC y diferentes resinas comerciales de relleno a granel. Informaron que SFRC tenía una translucidez significativamente mayor que otras resinas probadas y, en consecuencia, logró una profundidad de curado de 5,09 mm.

Esto fue similar a la profundidad de curado medida para SFRC por Goracci et al. Aunque SFRC no es fluido y tiene más contenido de relleno que los materiales de relleno en masa fluidos, después de 20 segundos de curar muestras de 4 mm, SFRC mostró una profundidad de curado de abajo a arriba. Ratios de dureza superiores al 80%, lo que es clínicamente recomendado.

Miletic et al. atribuyó este desempeño a las fibras de escala milimétrica que conducen y dispersan la luz mejor que los rellenos de partículas. Esto está de acuerdo con Garoushi et al., quienes determinaron la profundidad de curado del SFRC en comparación con diferentes composites comerciales y convencionales. La profundidad de curado del SFRC evaluado en su estudio fue similar a la de otros

materiales de relleno en bloque probados, y fue dos veces mayor (4,6 mm) que otros compuestos de fibra reforzada (Alert, 2,3 mm; Jeneric/Pentron, Wallingford, CT, EE.UU.).

Esto se explica por la diferencia en la carga de relleno y el contenido entre los dos materiales. Se ha demostrado que los índices de refracción y los coeficientes de extinción cambian durante la polimerización de sistemas de monómeros de metacrilato de CRFaron la influencia del espesor de los incrementos de resina compuesta en la transmisión de luz, el grado de conversión de monómero y la microdureza de la superficie de SFRC en comparación con las resinas de relleno en masa y de PFC convencionales.¹⁶

Demostraron que la transmisión de luz de SFRC era mayor que la de las resinas convencionales. Compuesto en todos los niveles de espesor registrados. Llegaron a la conclusión de que el SFRC, al igual que otros materiales de relleno en masa probados, proporcionaba valores aceptables de DC y VH con un espesor de 4 mm en comparación con las resinas PFC convencionales.

Omran et al. encontraron resultados similares con respecto al SFRC que tiene los valores medios de irradiancia más altos para incrementos de 2 y 4 mm de espesor. Atribuyeron estos hallazgos a la diferencia fundamental entre el contenido de relleno y las fibras de vidrio distribuidas aleatoriamente, que actúan como un índice refractario que dispersa la luz a áreas más profundas.

Llegaron a la conclusión de que el SFRC se puede aplicar de forma segura como una subestructura de incrementos de 4 mm, que es lo mismo que otros materiales de relleno masivo.

Además, Li et al. demostraron que SFRC tenía una eficiencia de curado significativamente mayor que los materiales de relleno en bloque de profundidad total o de alta viscosidad.

Sus resultados también validan las recomendaciones respectivas del fabricante de SFRC y otros composites de relleno en bloque probados para curar hasta al menos 4- mm de profundidad.

Curiosamente, Shouha y Ellakwa informaron que SFRC exhibió el curado más profundo (6,7 mm) en comparación con diferentes resinas compuestas. Esto se explica por el efecto de fibras de escala milimétrica relativamente bien alineadas a lo largo del molde estrecho que mejoran la penetración de la luz, ya que, así como la mayor transitoriedad observada en los materiales SFRC.¹⁷

A diferencia de los estudios previamente mencionados, Yap et al. informaron que ninguno de los composites de relleno en masa probados, ni SFRC, demostró una profundidad de curado de 4 mm tanto para las técnicas de prueba ISO como de arnés.

Atribuyeron esto a las diferencias en el tipo de métodos de prueba de dureza; carga de fuerza; tiempo de permanencia del penetrador de dureza; y protocolos de prueba de dureza, incluido el diseño, la preparación y las condiciones de almacenamiento de la muestra, así como el color del molde de la muestra.

2.12 Rendimiento de unión de composites reforzados con fibras cortas.

Hay poca evidencia que compare la durabilidad de la adhesión del SFRC a la dentina con la de otras resinas compuestas. Curiosamente, Tsujimoto et al. determinaron que la relación entre las propiedades mecánicas y la durabilidad de la unión dentinaria del SFRC usando adhesivo universal mostró mejoras en comparación con las resinas PFC convencionales.

Independientemente del tipo de adhesivo y los modos de grabado, las relaciones de resistencia a la fatiga por cizallamiento y resistencia de la unión al cizallamiento

del SFRC fueron más altas que los de las resinas PFC convencionales. Tsujimoto et al. aclaró que las propiedades mecánicas superiores del SFRC, especialmente la tenacidad a la fractura, podrían mejorar la durabilidad de su unión con adhesivos universales.

Debatieron que las fibras cortas podrían tener un efecto de refuerzo sobre la capa del adhesivo inhibida por oxígeno y enfatizaron que, con propiedades mecánicas mejoradas y durabilidad de la unión, el SFRC podría funcionar mejor en situaciones de alta tensión. En otro estudio, Tsujimoto et al. También investigaron la resistencia al corte y la energía libre superficial de SFRC utilizando diferentes adhesivos en comparación con otras resinas PFC. Descubrieron que el rendimiento de unión del SFRC era el mismo que el de las resinas PFC probadas. Este hallazgo concordaba con otros estudios en la literatura.

Bijelic-Donova et al. observaron los efectos del espesor de la capa de inhibición de oxígeno de SFRC en comparación con las resinas de PFC convencionales y evaluaron la resistencia al corte de la capa intermedia para todas las resinas probadas.

Descubrieron que el espesor de la capa de inhibición de oxígeno de SFRC era el más alto en general, independientemente del tipo de tratamiento de superficie. Le atribuyeron el refuerzo de las fibras y su orientación, lo que podría influir en la profundidad de inhibición del oxígeno al favorecer el paso del oxígeno.

La presencia de la capa de inhibición de oxígeno mejoró la resistencia de la unión al cizallamiento entre capas con las capas compuestas adyacentes, lo que condujo a una adhesión más duradera. Como se discutió anteriormente, Omran et al. evaluaron la influencia del incremento de espesor en la fuerza de unión de la dentina.

Las SFRC mostró los valores medios más altos de fuerza de unión en capas de 2 y 4 mm de espesor. Especularon que esto estaba correlacionado con la presencia de entrelazamiento micromecánico entre las fibras cortas que sobresalen del SFRC y la dentina, lo que podría influir en los valores de fuerza de unión.

2.13 Rendimiento de restauraciones de composite biomiméticos a base de composite reforzado con fibras cortas.

Se han realizado esfuerzos para reforzar las restauraciones compuestas de dientes vitales y no vitales utilizando FRC como una subestructura con diferentes orientaciones para mejorar la resistencia y tenacidad del compuesto. Esta estructura compuesta bicapa o biomimética es una restauración que incluye tanto Resinas FRC y PFC.

Varios estudios han demostrado que la subestructura de FRC soporta la restauración compuesta y sirve como capa de prevención de grietas. El espesor de la subestructura de FRC tiene una importancia primordial, ya que influye en el modo de falla y el mecanismo de detención de grietas. Además, el tipo de subestructura de FRC y el espesor del composite de recubrimiento también juegan un papel importante.

Para simplificar la técnica clínica de uso de FRC dentro de las cavidades, se introdujo el SFRC como material de reemplazo de la dentina (base masiva) para soportar la estructura dental restante y mejorar la durabilidad de la restauración final de composite biomimético.

Garlapati et al. estudiaron la resistencia a la fractura in vitro de dientes tratados endodónticamente (DTE) restaurados con diferentes materiales de núcleo y concluyeron que, entre los materiales probados, los dientes restaurados con la base compuesta SFRC mostraron una resistencia a la fractura superior y un modo de falla favorable.

Gürel et al. evaluaron la resistencia a la fractura de premolares tratados endodónticamente reforzados con una base masiva de SFRC. Las restauraciones compuestas biomiméticas basadas en SFRC mostraron una mayor resistencia a la fractura y un tipo de fractura más restaurable que otras restauraciones probadas. Además, afirmaron que la forma tradicional de utilizar postes de fibra es una aplicación de varios pasos, que es una técnica más compleja y sensible en comparación con el uso de SFRC como base para postes. Gürel et al. destacó que este enfoque restaurador biomimético de usar material SFRC es prometedor para la región posterior. ¹⁸

Esto está en línea con Forster et al., quienes estudiaron diferentes diseños de restauración de premolares tratados endodónticamente y encontraron que la aplicación de SFRC en capas directas como poste y núcleo en premolares tratados endodónticamente tuvieron un rendimiento estadísticamente similar en las condiciones estudiadas a los dientes naturales y superior a todos los demás diseños de restauración probados.

También enfatizaron que la restauración compuesta biomimética basada en SFRC en capas directas es una técnica alternativa prometedora. en la restauración del DTE. Garoushi et al. midieron la capacidad de carga estática de restauraciones directas con incrustaciones de composite hechas con técnica biomimética en comparación con restauraciones de relleno masivo y de PFC convencionales. Las restauraciones basadas en SFRC tuvieron la mayor capacidad de carga en comparación con otras restauraciones compuestas directas.

2.14 Aplicaciones como restauración dental.

Una de las aplicaciones del composite reforzado con fibra de vidrio son las restauraciones dentales; las fibras de vidrio cortas tienen un impacto positivo en las tensiones de contracción de la polimerización de la resina compuesta y, en

consecuencia, en las microfiltraciones marginales; por lo tanto, es una opción ideal en restauraciones posteriores y en masa con composite.

Los estudios experimentales sobre GFRC cortos mostraron alta tenacidad a la fractura, resistencia a la flexión y módulo de flexión (Garoushi et al. 2012).

Short GFRC (everX Posterior, GC, Tokio, Japón) es un producto de resina compuesta para restauración dental que se introdujo en los mercados como reemplazo de dentina en cavidades grandes debajo del composite convencional, para reforzarlo y prevenir fracturas (Fallis y Kusy 1999).

Consiste en un 8,6% en peso de fibras de vidrio E cortas orientadas aleatoriamente y un 67,7% en peso de cargas de vidrio de bario y matriz de resina; esta restauración compuesta mostró una alta capacidad de carga, resistencia a la flexión y resistencia a la fractura (Säilynoja et al. 2013).

Se presentó otro impresionante disco de resina reforzado con fibra de vidrio (TRINIA, SHOFU, Kyoto, Japón) que utiliza la técnica CAD/CAM para la restauración dental. Contiene 55% en peso de fibras de vidrio entrelazadas multidireccionalmente, alineadas como capas tejidas, paralelas a la superficie superior del disco.

El tamaño de las fibras de vidrio E fue de 1,2 a 1,5 mm de ancho y de 0,1 a 0,4 mm de espesor, respectivamente. Demostró alta resistencia a la flexión (254,2-248,8 MPa) y tenacidad a la fractura ($9,1 \pm 0,4$ MPa/m^{1/2}), pero estas propiedades son anisotropías; por lo tanto, este material solo se puede utilizar en direcciones específicas recomendadas por el fabricante (Suzaki et al. 2020).

Se creó un nuevo relleno dental compuesto, compuesto de nanohidroxiapatita (nHA) y fibras de vidrio E, utilizando la técnica de irradiación con microondas; Estos rellenos combinan las ventajas de la biocerámica (nHA) y la alta resistencia de la fibra de vidrio E.

Los resultados del grado de conversión, la resistencia a la flexión y la microdureza fueron muy prometedores; sin embargo, la resistencia a la flexión y el comportamiento de sorción de agua de los compuestos experimentales disminuyeron al aumentar las fibras de vidrio nHA/E (Syed et al. 2020).

2.15 Limitaciones de los materiales reforzados con fibras de vidrio.

Aunque las fibras de vidrio se han investigado como agentes de refuerzo en polímeros dentales durante casi cuarenta años, todavía algunos de estos materiales pueden tener limitaciones, por ejemplo:

1. No siempre es aplicable incluir suficientes fibras de vidrio.
2. Algunos GFRC solo se pueden utilizar en la dirección particular recomendada por el fabricante, debido a la propiedad de anisotropía.
3. El composite de recubrimiento suprayacente es propenso a desgastarse.
4. Rigidez deficiente para uso en puentes de grandes luces.
5. La manipulación requiere un control adecuado de la humedad para Técnica adhesiva.
6. Las situaciones oclusales posteriores deben tener suficiente espacio para dejar suficiente espacio para las fibras de vidrio y el composite de recubrimiento suprayacente (Butterworth et al. 2003).
7. Densidad relativamente mayor de fibras de vidrio en comparación a otras fibras como las fibras de carbono y orgánicas.
8. Autoabrasivo si no se trata y el módulo de tracción. sería propenso a disminuir.
9. Resistencia a la fatiga relativamente baja (Zhang y Matin-Linna 2012).
10. El S-glass es muy costoso, aunque su vida útil es corta. ¹⁹⁻²²

CAPÍTULO III

CONCLUSIONES

La implementación de la odontología restauradora biomimética representa un avance significativo en el campo de la odontología con un enfoque innovador que busca imitar la estructura y función natural de los dientes para restaurar la salud oral de los pacientes. A lo largo de esta investigación, hemos explorado los principios fundamentales, propiedades mecánicas, físicas entre muchas otras.

Al imitar la naturaleza, los odontólogos pueden conservar la estructura dental sana tanto como sea posible, minimizando la remoción de tejido dental y preservando la integridad del diente.

Además, la aplicación de materiales dentales avanzados y técnicas precisas permite la creación de restauraciones que se integran perfectamente con los dientes naturales. Este tipo de restauraciones biomiméticas no solo restauran la función masticatoria, sino que también promueven la salud a largo plazo del diente y los tejidos circundantes.

Tras examinar diversos estudios y considerar las ventajas y desventajas de este material, se pueden extraer varias conclusiones significativas.

En primer lugar, las resinas compuestas reforzadas con fibra ofrecen una mayor resistencia y durabilidad en comparación con las resinas convencionales. Gracias a la inclusión de fibras de vidrio, carbono o cerámica, estas resinas exhiben una mayor capacidad para soportar fuerzas oclusales y resistir la fractura en situaciones de carga extrema, lo que las convierte en una opción viable para restauraciones en cavidades profundas.

Además, su capacidad para adherirse químicamente al tejido dental ofrece beneficios significativos en términos de retención y sellado marginal. Esta adhesión mejora la integridad estructural de la restauración y minimiza la filtración de bacterias y fluidos, reduciendo así el riesgo de caries secundarias y la necesidad de retratamientos.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que el manejo adecuado de estas resinas compuestas reforzadas con fibra requiere habilidades técnicas y experiencia por parte del odontólogo. La manipulación inadecuada durante el proceso de aplicación puede resultar en deficiencias de polimerización, fracturas prematuras o problemas de adaptación, comprometiendo la longevidad y el éxito clínico de la restauración.

Otro aspecto a considerar es el costo asociado con el uso de resinas compuestas reforzadas con fibra. Si bien estas resinas pueden ser más costosas que las alternativas convencionales, su capacidad para ofrecer resultados duraderos y estéticamente satisfactorios puede justificar la inversión a largo plazo, especialmente en pacientes que buscan una solución de calidad y duradera para sus necesidades dentales.

Por último, señalar que pueden proporcionar resultados funcionales y estéticos satisfactorios, contribuyendo así al éxito a largo plazo de las restauraciones dentales. Sin embargo, se requiere una evaluación continua de la investigación y la práctica clínica para mejorar las técnicas y optimizar los resultados en beneficio de los pacientes y los profesionales de la odontología.

SUGERENCIA.

Se sugiere que antes de poder implementar dichos materiales, el personal dental tiene que estar capacitado y documentado en el uso de los composites reforzados con fibra.

El conocer sus propiedades físicas, mecánicas, químicas, ópticas, entre muchas otras, hará que el odontólogo que las ocupe tenga mayor conocimiento y sacarle todo el provecho al implementarlo en cavidades profundas.

También, se recomienda seguir actualizando este tipo de temas con enfoque biomimético debido a que el objetivo principal es la mayor preservación de tejido dentario sano a futuro.

REFERENCIAS

1. Singh H, Kaur M, Dhillon J, Mann J, Kumar A. Evolution of restorative dentistry from past to present. *Ind J Dent Sci* [Internet]. 2017;9(1):38. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4103/0976-4003.201634>
2. Introduction to restorative dentistry. En: *Restorative Dentistry*. Elsevier; 2007. p. 1.
3. Orsini G, Tosco V, Monterubbianesi R, Orilisi G, Putignano A. A New Era in restorative dentistry. En: *The First Outstanding 50 Years of "Università Politecnica delle Marche"*. Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 319–34.
4. Singer L, Fouada A, Bourauel C. Biomimetic approaches and materials in restorative and regenerative dentistry: review article. *BMC Oral Health* [Internet]. 2023;23(1):105. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/s12903-023-02808-3>
5. Zafar MS, Amin F, Fareed MA, Ghabbani H, Riaz S, Khurshid Z, et al. Biomimetic aspects of restorative dentistry biomaterials. *Biomimetics (Basel)* [Internet]. 2020;5(3):34. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/biomimetics5030034>
6. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update* [Internet]. 2003;30(6):300–6. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.12968/denu.2003.30.6.300>
7. Fiber technology for fiber-reinforced composites [Internet]. Elsevier; 2017. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/c2015-0-05497-1>
8. Vallittu PK. Fibre-reinforced composites for dental applications. En: *Dental Biomaterials*. Elsevier; 2008. p. 239–60.
9. Varley D, Yousaf S, Youseffi M, Mozafari M, Khurshid Z, Sefat F. Fiber-reinforced composites. En: *Advanced Dental Biomaterials*. Elsevier; 2019. p. 301–15.
10. Prashanth, Km S, Nithin, Sachhidananda. Fiber reinforced composites - A review. *J Mater Sci Eng* [Internet]. 2017;06(03). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4172/2169-0022.1000341>
11. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater* [Internet]. 2012;28(5):467–77. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.009>

12. Ballo A, Närhi T. Biocompatibility of fiber-reinforced composites for dental applications. En: Biocompatibility of Dental Biomaterials. Elsevier; 2017. p. 23–39.
13. Safwat EM, Khater AGA, Abd-Elsatar AG, Khater GA. Glass fiber-reinforced composites in dentistry. Bull Natl Res Cent [Internet]. 2021;45(1). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/s42269-021-00650-7>
14. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. J Investig Clin Dent [Internet]. 2018;9(3). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1111/jicd.12330>
15. Behl S, Raju, Rajan G, Ellakwa A, Farrar P, Prusty BG. Physical and mechanical characterisation of flowable dental composites reinforced with short aspect ratio micro-sized S-Glass fibres. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl [Internet]. 2020;111(110771):110771. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2020.110771>
16. Chong K-H, Chai J. Strength and mode of failure of unidirectional and bidirectional glass fiber-reinforced composite materials. Int J Prosthodont. 2003;16(2):161–6.
17. Vallittu PK. An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. Acta Biomater Odontol Scand [Internet]. 2018;4(1):44–55. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1080/23337931.2018.1457445>
18. Soares R, de Ataíde I de N, Fernandes M, Lambor R. Fibre reinforcement in a structurally compromised endodontically treated molar: a case report. Restor Dent Endod [Internet]. 2016;41(2):143–7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.5395/rde.2016.41.2.143>
19. Garoushi S, Tanner J, Vallittu PK, Lassila L. Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. Open Dent J [Internet]. 2012;6(1):41–5. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2174/1874210601206010041>
20. Garoushi S, Mangoush E, Vallittu M, Lassila L. Short fiber reinforced composite: A new alternative for direct onlay restorations. Open Dent J [Internet]. 2013;7(1):181–5. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2174/1874210601307010181>
21. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Mechanical properties and wear of five commercial fibre-reinforced filling materials. Chin J Dent Res [Internet]. 2017;20(3):137–43. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3290/j.cjdr.a38768>

22. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater [Internet]. 2013;29(8):835–41. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.016>