



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

MANEJO DE FIBRAS SINTÉTICAS EN
REHABILITACIÓN ORAL FIJA EN EL SECTOR
POSTERIOR.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

ENRIQUE HERNÁNDEZ AGUIRRE

TUTOR: Esp. ERNESTO URBINA VÁZQUEZ



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.

Dedicatorias

Agradezco a la UNAM por ser mi hogar durante diez años y poner el conocimiento del mundo al alcance de mis manos para construir un presente y con ello un futuro.

Agradezco a mi tutor el Esp. Ernesto Urbina Vázquez, por todo el conocimiento que sin dudar un segundo ha compartido conmigo, por acompañarme en la última etapa del gran viaje que han representado mi paso por la universidad.

Agradezco a mis padres que han luchado incansablemente por nuestra familia para seguir adelante, por acompañarme en los mejores y peores momentos enseñándome que siempre se puede seguir adelante.

Agradezco a mis hermanos por ayudarme a no rendirme y a seguir su camino de experiencia para cumplir mis propósitos.

Agradezco a mis mejores amigas Yessi y Vane por cada momento que estuve junto a ellas en que me demostraron por primera vez un lazo inquebrantable a través del tiempo y el espacio, que me permitió seguir adelante día con día hasta hoy.

Agradezco a cada profesor, paciente, enfermera y cada persona que me ayudó en este viaje y aunque parte del viaje es su final, también sé que todos los días algo termina y algo comienza y en el horizonte solo hay nuevas historias que contar.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	4
OBJETIVO	5
CAPÍTULO 1: Estructura dental y biomateriales	6
1.1 Antecedentes.....	6
1.2 Estructura dental.....	10
1.2.1 Esmalte	10
1.2.2 Dentina	10
1.2.3 Cemento.....	11
1.2.4 Ligamento periodontal.....	11
1.2.5 Pulpa dentaria	12
1.3 Fibras de vidrio	13
1.4 Fibras de polietileno.....	15
1.5 Composites.....	17
CAPÍTULO 2: Biomecánica y consideraciones para la colocación de prótesis parcial fija reforzada con fibras sintéticas	18
2.1 Aspectos biomecánicos orales y protésicos	18
2.2 Consideraciones y requerimientos.....	21
2.2.1 Medio bucal	21
2.2.2 Cargas mecánicas.....	23
2.2.3 Requerimientos clave	27
CAPÍTULO 3: Diseño y fabricación de prótesis parcial fija reforzada con fibras sintéticas	28

3.1 Cantidad y posición de las fibras	28
3.2 Fabricación directa	31
3.3 Fabricación indirecta.....	33
CAPÍTULO 4: Preparaciones dentales y cementación para prótesis parcial fija reforzada con fibras sintéticas.....	35
4.1 Preparaciones	35
4.2 Antecedentes en adhesión	39
4.3 Mecanismos de adhesión	42
4.3.1 Mecanismos de adhesión de adhesivos de grabado total en esmalte y dentina	44
4.3.4 Mecanismos de adhesión de adhesivos autograbante en esmalte y dentina.....	45
4.4 Técnicas para la cementación adhesiva.....	46
CAPÍTULO 5: Desempeño clínico.....	48
5.1 Predictibilidad	48
CONCLUSIONES	50
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	52

INTRODUCCIÓN

Los biomateriales dentales han presentado una evolución constante y con cada paso se ha contribuido a mejorar todas las ramas de la odontología, sin ser una excepción la rehabilitación oral, ofreciendo una mayor variedad de tratamientos para el edentulismo parcial, pues es un problema común entre la población ante las diferentes condiciones de desigualdad social, acceso a la salud y sobre todo a la prevención, impactando el desarrollo de los seres humanos pues el sistema estomatognático no solo constituye una parte del sistema digestivo, sino que sus funciones implican un componente social.

El claro entendimiento de la biomecánica oral, de la interacción entre las estructuras dentales y de los materiales es importante, pues dada la comprensión actual de la biomecánica oral, así como las propiedades mecánicas de los tejidos, su interacción entre sí, al igual que el conocimiento del entorno hostil que constituye la cavidad oral, han dado paso al desarrollo de nuevos materiales y técnicas menos invasivas e igualmente predecibles para la rehabilitación de uno o más dientes perdidos mediante sus diferentes aplicaciones.

Las propiedades de los composites, se han visto beneficiadas por la incorporación de fibras sintéticas, ya que sus propiedades mecánicas elevan sus valores, así mismo adquieren nuevas características, como la deflexión de fracturas, logrando así obtener un mejor desempeño clínico, que junto a las constantes innovaciones en los sistemas adhesivos y técnicas como lo es el sellado inmediato de la dentina hacen posible una unión más íntima entre el sustrato con su material restaurador incrementando la fuerza adhesiva entre estos, todo esto aunado a la mejora en los diseños para elaborarlas de manera indirecta, permite predictibilidad a largo plazo en la rehabilitación con este conjunto de materiales.

OBJETIVO

Documentar las consideraciones, biomateriales, preparaciones, diseño, construcción y adhesión de prótesis parcial fija a través del manejo de fibras sintéticas para la rehabilitación oral fija del sector posterior, así como su desempeño clínico.

CAPÍTULO 1: Estructura dental y biomateriales

1.1 Antecedentes

Los biomateriales han revolucionado la práctica odontológica a través de los años, con la llegada de los composites se acarrearón también sus propios inconvenientes, como el aumento de la complejidad de la técnica y los fracasos atribuidos a la fatiga del material la cual es influenciada por la absorción de agua y la fuerza oclusal aplicada de manera cíclica. Ante estos inconvenientes, los refuerzos con fibras se comenzaron a introducir pues incrementan la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad de los materiales poliméricos, al actuar como un concentrador de estrés debido a la interfaz fibra-composite que se forma entre los dos materiales. Inicialmente las técnicas de refuerzo de materiales con fibras se utilizaban en industrias ajenas a las encargadas de producir materiales dentales, en donde eran utilizadas como rellenos capaces de incrementar las propiedades mecánicas de polímeros para diferentes usos.

1,2

La fibra de vidrio es el material de refuerzo por excelencia ya que incrementa las propiedades mecánicas de materiales poliméricos. Los cuales se comenzaron a probar por Goldberg en 1994 quien estudió las propiedades de flexibilidad, estrés y estabilidad hidrolítica. Altieri en el mismo año evaluó el desempeño del policarbonato reforzado con fibras de vidrio para la elaboración de prótesis parciales fijas, colocando catorce prótesis parciales fijas de tres unidades, sin preparación dental y utilizando técnicas adhesivas. Tras nueve años tres de las restauraciones aún se encontraban funcionando y las restantes asociaban su fallo a su separación de la interfaz, indicando que se necesitaban mejores propiedades tanto mecánicas como adhesivas para su aplicación protésica. ^{1,2}

Para los años siguientes la investigación se centraría en la adición de distintas fibras, como las compuestas por polietileno, con el mismo propósito de incrementar las características mecánicas de los composites dentales. Y para el año de 1997, Samadzadeh et al. estudió los efectos de la adición de trozos de polietileno de longitud corta en la resistencia a la fractura de composites, concluyendo que la resistencia a la fractura es incrementada por la adición de fibras de polietileno. ¹

En el 2002 se evaluaba de una manera más compleja las características de la rehabilitación de prótesis parciales por Feilich, quien evaluó 39 prótesis parciales fijas que fueron construidas con composite polimerizado por calor, las cuales poseían una subestructura de composite reforzado con fibras unidireccionales estratificados por composite híbrido. Cada prótesis fue revisada en cuanto a diferentes parámetros, como integridad de la superficie, contorno anatómico, integridad de los márgenes e integridad de la estructura. Los resultados mostraron que la sobrevivencia estaba asociada al volumen de la subestructura de composite con fibras, obteniendo un rango de sobrevivencia del 95% a 4 años para prótesis construidas con un alto volumen de subestructura, sin embargo, los pacientes con hábitos parafuncionales fueron excluidos.¹

Subsecuentemente en el año 2003, Li. estudió los tipos de fallos y su localización en prótesis parciales fijas de composite reforzado con un solo retenedor con o sin presencia de dientes adyacentes. Los resultados experimentales mostraron coherencia con las observaciones clínicas pues se encontró que la interfaz adhesiva es la zona más débil en las prótesis parciales fijas de composite, también sugirió que el composite reforzado con fibras y la presencia de dientes adyacentes incrementan significativamente la fuerza y rigidez de la prótesis mejorando su desempeño clínico. ¹

Monaco et al. en 2003 evaluó clínicamente las prótesis parciales fijas de composite reforzadas con fibras; en el estudio clínico se evaluó la relación de los retenedores, los cuales estaban formados por preparaciones inlay con un diseño convencional y con una estructura modificada por un periodo de 12-48 meses. Las muestras fueron divididas en dos grupos, El grupo 1 tenía fibras paralelas mientras que el grupo 2 tenía tanto fibras paralelas como fibras trenzadas. Finalmente, todas las restauraciones fueron evaluadas mediante diferentes parámetros como lo son, la adaptación del color, decoloración marginal, caries secundaria, textura de la superficie, adaptación marginal, fracturas y sensibilidad postoperatoria, tras el periodo de seguimiento se demostró en cuanto a fractura, el primer grupo mostraba un 16% de fracturas, mientras que el segundo grupo un 5%, que fue considerado estadísticamente insignificante. Las características para evaluar el desempeño complementan a los estudios previos, los aspectos más relevantes fueron la reincidencia de caries y la adaptación marginal, así como la sensibilidad postoperatoria.¹

En el año 2005, Visser y Rensburg llevaron a cabo estudio acerca de las prótesis parciales fijas de composite reforzado con fibras como una alternativa para reemplazar dientes, el estudio se llevó a cabo en Sudáfrica, donde era una alternativa relativamente nueva. Las conclusiones del estudio abrirían las puertas a un tratamiento reversible, en cuanto a la limitada o nula cantidad de tejido dental a remover, ya que no es necesario preparar los dientes adyacentes, así que los costos biológicos son bajos, representando también una mejora en la adhesión, ya que el mejor tejido para adherirse es el esmalte. Adicionalmente es una técnica reversible que permite evaluar otro tipo de restauración en el futuro y que ofrece una alternativa ante tratamientos más costosos.¹

En el año 2010 Matheus uso tomografías de coherencia óptica comparadas con un escaneo en el microscopio electrónico óptico para evaluar de manera cualitativa la propagación de fracturas y fallas en los materiales restauradores con refuerzos de fibra después de una carga cíclica, mostrando que las fracturas se propagaban en la dirección de la fuerza aplicada. ¹

La ciencia detrás de los composites reforzados con fibras ha avanzado al punto de la mejora en los diseños y nuevas características de los materiales para ofrecer una alternativa más, no solo en la rehabilitación protésica, sino también en otras áreas de la odontología. ¹

1.2 Estructura dental

Los tejidos de la estructura dental poseen características diferentes que, en su conjunto, forman una sola unidad que dota de características diferentes al diente para llevar a cabo su función.

1.2.1 Esmalte

Es el tejido más duro del organismo, su composición química es de 95% matriz inorgánica, 1 a 2% matriz orgánica y 3 a 5% agua. La matriz inorgánica es principalmente cristales de hidroxiapatita de fosfato de calcio y la matriz orgánica son glucoproteínas como la amelogenina en 96%.³

En cuanto a su dureza, es sumamente alta, ya que posee un alto contenido inorgánico, por esta razón es frágil y su elasticidad es nula, su resistencia a los impactos la obtiene de la dentina, la cual es un tejido más hidratado y elástico en el cual se apoya el esmalte amortiguando los impactos masticatorios. Su color es translúcido, por lo que la dentina subyacente le da el color blanco o amarillento. Radiográficamente es el tejido más radiopaco del organismo.³

1.2.2 Dentina

La dentina es el tejido duro del diente que se encuentra tanto en la corona como en la raíz del diente, es secretada por los odontoblastos y recubre a la pulpa dentaria. Está compuesto por 70% de matriz inorgánica a base de hidroxiapatita y 18% de matriz orgánica a base de fibras de colágena.³

La dentina tiene un color blanco amarillento que se refleja a través del esmalte otorgando color al diente, también puede sufrir cambios de coloración. La elasticidad de la dentina protege al esmalte gracias a que amortigua los impactos durante la masticación, su módulo de elasticidad está en un rango de los 11 MPa hasta los 45 MPa. Además, es un tejido permeable debido a la presencia de túbulos dentinarios y debido a su mayor contenido orgánico es menos dura que el esmalte ^{3 4}

1.2.3 Cemento

Es una capa delgada de color blanco opaco, más oscuro que el esmalte y menos amarillo que la dentina, constituido por 46 a 50% de materia inorgánica como calcio e hidroxiapatita y un 22% de materia orgánica, principalmente colágena tipo 1, así como 32% de agua. Posee una dureza semejante al hueso, pero inferior a la dentina y al esmalte. Protege la totalidad de la superficie radicular del diente, desde el cuello anatómico hasta el ápice, proporcionando anclaje a las fibras del ligamento periodontal. ³

1.2.4 Ligamento periodontal

También conocido como ligamento alveolodental tiene como función unir al diente al alvéolo maxilar por medio de haces de colágena que se insertan en el hueso, el ligamento en sí está formado por tejido conjuntivo fibroso, constituido de haces paralelos que proveen de funciones resortivas, sensitivas, nutritivas y de amortiguación del proceso masticatorio. ³

1.2.5 Pulpa dentaria

La pulpa dentaria es un tejido suave formado por tejido conjuntivo laxo que se localiza en la parte central de los dientes. En la corona se encuentra la cámara pulpar y en la raíz en los conductos radiculares. Entre sus funciones se encuentra la formación de dentina, nutrición e inervación del diente, por lo que es esencial su conservación. ³

Table 1 General information on the human tooth structure

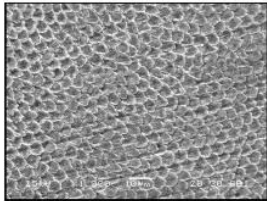
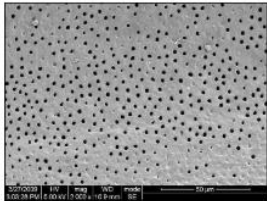
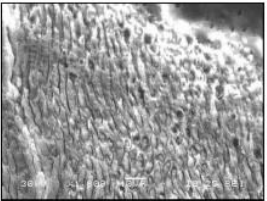
Dental tissue	Enamel	Dentin	Cementum
Composition	96% inorganics, the rest are water and organics	65%–70% minerals, the rest are organics	45%–50% inorganics, 50%–55% water and organics
Microstructure	Enamel rods, enamel rod sheath	Dentintubule, peritubular dentin, intertubular dentin	Cellularcementum, acellularcementum
Microstructure chart			

Figura 1. Microscopia del esmalte, dentina y cemento. ³

A través del conocimiento de los tejidos dentales se puede entender la sinergia entre cada uno de ellos, ya que en su conjunto componen una estructura con propiedades mecánicas prominentes que son capaces de hacer frente a grandes cargas masticatorias entre otras adversidades, por lo que buscar y desarrollar materiales que se aproximen a las propiedades de un diente intacto nos permitirán en el futuro mejores técnicas de restauración. Por ello a continuación revisaremos los materiales que interactúan en el complejo diente restauración.

1.3 Fibras de vidrio

Una fibra de refuerzo puede ser descrita como un material elongado con un diámetro menor de 250 μm , pero con una longitud superior a 25 000 μm , aunque también pueden ser recortadas disminuyendo su longitud. Dependiendo de su fabricación o composición las fibras varían en cuanto a longitud, orientación y volumen que tienen influencia en las propiedades físicas al ser utilizadas para reforzar composites. ⁵

Las fibras de vidrio son cuerdas delgadas basadas en sílice o alguna otra formulación vítrea fundida la cual es extruida a través de rejillas, para formar varias fibras con diámetros más pequeños haciéndolas manejables para distintos propósitos, pues forman haces naturalmente. En los haces, las fibras de vidrio pueden formar paquetes de 200 o más filamentos paralelos que pueden ser recortados en filamentos más pequeños; las fibras de vidrio E (denominadas así por el tratamiento eléctrico que reciben) están hechas de vidrio de borosilicato de aluminio y óxidos alcalinos con algunos porcentajes de impurezas. ^{5,6}

Ventajas y desventajas de las fibras de vidrio E	
Ventajas	Desventajas
Bajo costo y alta producción	
Relativa baja densidad	Alta densidad comparadas con fibras de carbón
Mantienen sus propiedades en muchas condiciones	Abrasivas entre sí mismas sin son envueltas
Relativamente resistentes a la humedad	Resistencia a la fatiga relativamente baja
Resistentes a químicos	Los iones de cloro disuelven su superficie
No inflamables	
Resistentes al calor	

Figura 2. Ventajas y desventajas de las fibras de vidrio E. ⁵

Las características documentadas de los composites reforzados con fibra E son las siguientes: Altas proporciones de fuerza y módulo de elasticidad de acuerdo con su peso, alta tolerancia a la fatiga y fuerza, así como propiedades anisotrópicas, es decir que sus propiedades dependen de la posición en la que se encuentren las fibras. Desde el punto de vista microscópico, al reforzar un composite las fibras previenen la propagación de fracturas por la adhesión química entre la matriz polimérica y la fibra que está formada de enlaces covalentes. ⁵

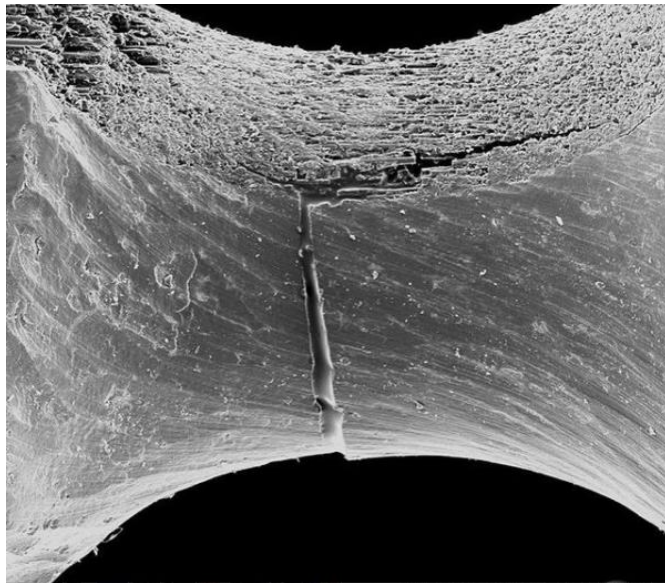


Figura 3. Deflexión de fracturas de composites reforzados con fibras. ⁷

1.4 Fibras de polietileno

Las fibras de polietileno son fibras desarrolladas a partir de polietileno de alta resistencia molecular y comercialmente pueden encontrarse en un patrón tejido. Las primeras fibras de polietileno disponibles de manera comercial fueron las de Ribbond® en 1992, pero en la actualidad muchas compañías cuentan con sus propias versiones, expandiendo la variedad de aplicaciones dentales las cuales van desde ferulizaciones, refuerzo de coronas indirectas, prótesis parcial fija y restauraciones provisionales. ⁸

Cuando las fibras de polietileno o también conocidas como UHSPE (ultra high molecular strength polyethylene) son colocadas en una resina compuesta, las fibras también sirven para detener la propagación de fracturas que en compañía de los agentes endurecedores proveen una serie de interfaces que previenen el crecimiento de las fracturas. Así, una vez que una fractura en el composite se encuentra con una fibra en su camino la fractura es desviada a una nueva dirección. ⁸

Las fibras UHSPE pueden cortarse y adaptarse a superficies extracoronaes durante el proceso de adhesión con mayor facilidad que las de vidrio; poseen una alta resistencia a la fractura, resistencia química y biocompatibilidad, además que son tratadas con plasma en spray, así como un proceso de silanización que permiten mayor adhesión a las resinas dentales y que al ser añadidas al composite previene fallos catastróficos incrementado la vida de la restauración. ⁸

Actualmente las fibras de Ribbond® son las más populares y están tejidas en un patrón “leno-wave” cuya arquitectura permite que el material se adapte de mejor manera y elimine la posibilidad de que la fibra se separe durante la manipulación. ⁸

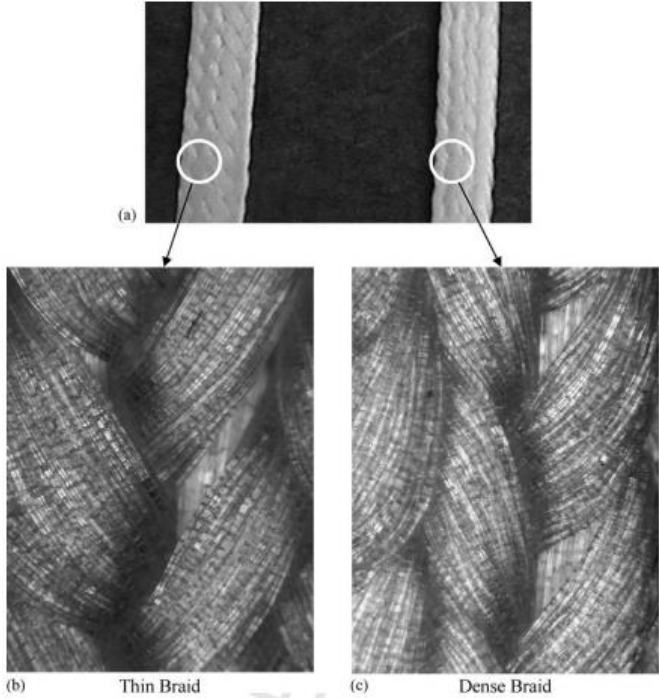


Figura 4. Microscopía de fibras de polietileno. ⁹

1.5 Composites

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO₂), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina).¹⁰

El sistema de monómeros puede ser considerado como la columna vertebral de la resina compuesta. El Bis-GMA, es el monómero más utilizado en la fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v).¹⁰

La nanotecnología ha conducido al desarrollo de una nueva resina compuesta, que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y nanoagregados de aproximadamente 75 nm, estos están formados por partículas de circonio/sílice o nanosilice. Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina.¹⁰

Las resinas generadas con este tipo de partículas, al presentar un menor tamaño de partícula, permiten un mejor acabado de la restauración, que se observa en la textura superficial de la misma disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material en el tiempo.¹⁰

CAPÍTULO 2: Biomecánica y consideraciones para la colocación de prótesis parcial fija reforzada con fibras sintéticas

2.1 Aspectos biomecánicos orales y protésicos

Los aspectos biomecánicos son diferentes dependiendo de la condición de cada individuo, en un paciente con edentulismo parcial la biomecánica se comporta de manera diferente sobre los tejidos en comparación con uno que padece de edentulismo total o uno que nunca ha tenido pérdidas dentales, por lo tanto, la terapéutica para la rehabilitación será diferente para cada caso particular.

El edentulismo parcial es un estado patológico del sistema estomatognático caracterizado por la ausencia de 1 a 15 dientes. Su tratamiento, especialmente a áreas pequeñas, se realiza a través de prótesis parciales fijas que reemplazan los dientes ausentes para recuperar la función perdida del complejo dento maxilar. ¹¹

Una de las opciones son las prótesis parciales fijas o puentes dentales que pueden ser soportadas en dientes naturales o implantes para transmitir las fuerzas masticatorias al hueso a través de los ligamentos periodontales. Dicho tratamiento representa un reto ya que un abordaje inapropiado tendrá repercusiones en los elementos que componen la cavidad bucal. ¹¹

Las prótesis parciales fijas de tres unidades tienen una conexión rígida entre dientes independientes, su colocación puede alterar la distribución del estrés en la mandíbula durante la función por lo que el hueso circundante al diente pilar puede sufrir cambios, por lo que el operador necesita saber acerca del comportamiento de los dientes durante la oclusión, así como del complejo prótesis-diente y soporte periodontal. ¹¹

Para prevenir daños a los tejidos bucales se han identificado los factores iatrogénicos protésicos, los cuales están asociados directamente al daño en el periodonto marginal por una ejecución deficiente de la restauración, la acumulación de placa en el material protésico y un ajuste oclusal deficiente. Las prótesis parciales fijas de composite reforzado con fibras no están exentas de los factores mencionados y como toda restauración se encuentran expuestas a diferentes cargas biomecánicas similares a las que enfrentan los dientes naturales, así pues, la prótesis debe ser diseñada para resistir las mismas fuerzas. ¹²

El composite reforzado con fibra, el cual se compone de fibras que se añaden a la matriz del composite a través de incrementos de resina que aíslan las fibras, posee propiedades físicas que son afectadas por factores externos e internos como: la tensión-elongación que sufre el material, la matriz polimérica en la que se encuentra, el medio de unión de las fibras con el composite, el tratamiento de la superficie de las fibras, el tipo de fibras ya sea trenzadas o unilaterales, su orientación, longitud, volumen y diámetro, así como su localización en la restauración. ¹²

Al emplear los refuerzos de fibras en el composite las propiedades mecánicas de la estructura de la prótesis pueden ser modificadas, por ejemplo, colocando las fibras en la posición adecuada se puede aumentar la resistencia ante las fuerzas masticatorias. ¹²

Las principales fuerzas a las que se enfrentan los dientes y prótesis son generadas durante la masticación, produciendo deformaciones, cizallamiento, tensión, compresión y torque sobre las estructuras. Por ello buscamos las mejores propiedades en los materiales para enfrentar las cargas de la masticación, destacando las fibras unidireccionales de vidrio, las cuales exhiben mejores propiedades pues han reportado una mejora en la dureza de las estructuras de composite así como protección al diente al generar una especie de fallo favorable, dicho fallo consiste en la delaminación del composite que recubre las fibras al ocurrir una fractura en el material, evitando comprometer al diente pilar al detener el avance de las fracturas o cambiando su dirección. Por otro lado, se ha encontrado que una alta cantidad de fibras trenzadas de polietileno al ser colocadas en las zonas de tensión de la prótesis incrementan la dureza de la estructura, la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad, este último asociado deformación sufrida por el material al aplicarle una fuerza.¹²

Cuando se coloca una prótesis parcial fija reforzada con fibras en zonas de alta carga y concentración de estrés, como la región molar, es recomendable utilizar un composite con una alta resistencia a la flexión y un módulo de elasticidad similar al diente para evitar la deformación de la estructura, una opción es elegir composites con propiedades similares a las de las estructuras con un módulo de elasticidad entre los 12 a 20 GPa para reducir el estrés que sufre el material.^{12, 13}

A continuación, estudiaremos aspectos importantes a considerar antes de realizar la colocación de una prótesis reforzada con fibras, y consideraciones esenciales para ejecutar un trabajo de manera adecuada.

2.2 Consideraciones y requerimientos

Las consideraciones referidas en la literatura son dos principalmente, el medio en el que se desempeñará el material, es decir la cavidad bucal y las cargas mecánicas presentes en ese medio con las que la restauración interactúa.

2.2.1 Medio bucal

Al analizar la cavidad bucal encontraremos que en ella ocurre una de suma de funciones de importancia biológica para el individuo, al ser parte del sistema digestivo las funciones como la masticación son las primeras en ser consideradas, sin embargo, las funciones de comunicación fonética y gesticular añaden un componente psicológico que impacta el desarrollo social del individuo, representando también un componente de su bienestar en el que la apariencia, función y duración de las restauraciones son importantes a la hora de rehabilitar para satisfacer los aspectos involucrados.¹⁴

La cavidad bucal, al formar parte del sistema digestivo, es demandante mecánicamente con los materiales dentales, además de poseer condiciones que pueden ser consideradas hostiles como lo pueden ser la humedad, microbiota o acidez del medio. El aspecto crítico para los materiales dentales consiste en conservar sus propiedades a través del tiempo. Al mantener su fuerza, alto brillo de la superficie, así como su resistencia, lograrán un mejor desempeño en el tratamiento a largo plazo con buenos resultados.¹⁴

Uno de los factores importantes es la superficie de la restauración, la cual debería tener una baja energía superficial, hidrofobicidad, una textura lisa menos propicia para la adhesión de microorganismos, propiedades que un composite puede otorgar. Por el contrario, las superficies rugosas y aquellas que tienen alta energía superficial son conocidas por albergar una mayor cantidad de biopelícula dental, por lo tanto, microorganismos que, junto a la humedad propia del medio bucal, representan un reto para los medios cementantes ya que pueden provocar la solubilización de los tejidos dentales y afectar la adaptación de las interfaces adhesivas de los materiales restauradores. ¹⁴

Por otro lado, las fibras son susceptibles a la adhesión de microorganismos, por lo que es recomendable cubrirlas con composite, o con acrílicos en el caso de prótesis inmediatas, lo que permite dar un mejor acabado de la superficie, así como una apariencia más natural de la restauración. Más importante aún, la matriz polimérica protegerá a las fibras del pH ácido que degrada la interfaz adhesiva entre el composite y la fibra, evitando la solubilización y con ello su degradación, por lo que se recomienda que estén completamente cubiertas por composite o acrílico. La elaboración de la prótesis con materiales como el composite permiten manipular la restauración en un futuro para su ajuste, modificación, reparación o renovación cuando sean necesarias. ¹⁴

2.2.2 Cargas mecánicas

Las cargas mecánicas son el segundo factor que considerar, pues son a las que están sometidos los dientes y los materiales restauradores en la cavidad bucal. La biomecánica oral se origina en los músculos del sistema masticatorio los cuales aplican fuerza sobre los dientes, restauraciones y tejidos periodontales. Por lo que las prótesis deben ser diseñadas para soportar la misma magnitud de fuerzas que un diente de tanto de manera estática como dinámica, además de tener la capacidad de transmitir las fuerzas a los tejidos periodontales a lo largo del tiempo. ¹⁴

Al estudiar las fuerzas masticatorias en un laboratorio no se pueden observar todas las variables en todos los casos, por ejemplo, la aplicación cíclica de fuerza todos los días y en diferentes direcciones, sin embargo, representan un buen parámetro de las aproximaciones a las que debe aspirar resistir una prótesis o restauración. En estudios realizados se ha demostrado que las cargas máximas de masticación que se pueden alcanzar son tan altas como 850 N, pero en una función masticatoria normal son considerablemente más bajas, de alrededor de 50 a 80 N. También se ha encontrado que las fuerzas de masticación tienen una relación directa con el número de dientes naturales, pues a menor número de dientes menores serán las fuerzas máximas de la masticación que puede alcanzar el individuo, con lo que se concluyó que un paciente que utiliza una prótesis parcial removible por arcada posee una fuerza máxima de masticación de tan solo 300 N, mientras que quienes utilizan dentaduras completas alcanzan como máximo 180 N. ¹⁴

El edentulismo afecta las fuerzas masticatorias y con ello el comportamiento de los materiales, por eso las propiedades como el módulo de elasticidad de la dentina buscan ser emulados para obtener un comportamiento similar al de los dientes naturales ante los diferentes tipos de estrés presentes en la cavidad bucal para así evitar cambios en la forma y dimensiones del material. Los tipos de estrés que sufren dientes y restauraciones son de tipo tensional, compresivo, cizallamiento, torsional. ^{13,14}

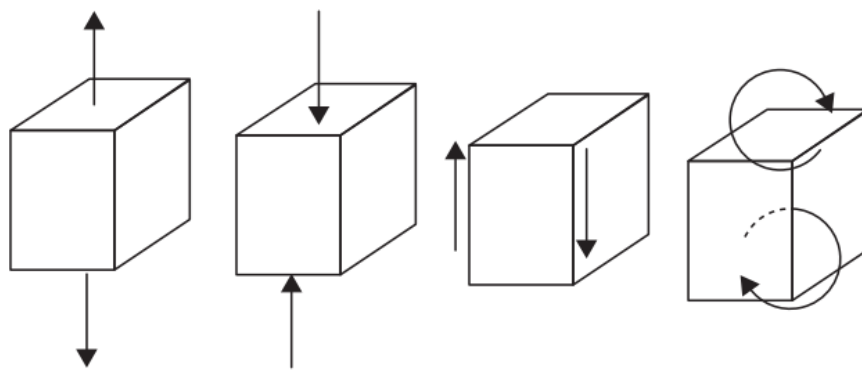
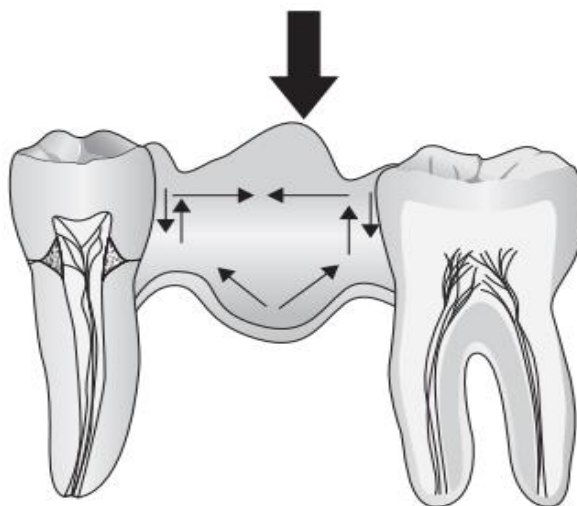


Figura 5. Tipos de estrés que afectan al material, de izquierda a derecha, estrés tensional, compresivo, cizallante y torsional. La flecha muestra la dirección de la fuerza externa. ¹⁴

El estrés ocasionado por la masticación puede llevar al fracaso del material restaurador, al afectar el complejo diente-restauración que une la prótesis con el diente, siendo principalmente el estrés tensional el que produce la fractura de las restauraciones y el desprendimiento de interfaz adhesiva de la prótesis a las superficies dentales. Otros factores responsables de fallas en las prótesis parciales fijas son: la distancia de un pilar a otro, la longitud de la prótesis y el grosor del conector que influyen de manera significativa la cantidad de estrés que puede disipar la restauración. ¹⁴

Cuando una prótesis parcial fija está soportada en dos extremos, el estrés tensional ocurre en la superficie más cercana al reborde alveolar, el cual se encuentra debajo del pónctico, así como también en las crestas marginales de los dientes utilizados como pilar las cuales se ven afectadas por la misma fuerza y que al fallar pueden comenzar la propagación de fracturas en la restauración. ¹⁴

Un adecuado diseño de la prótesis reforzada con fibras concentra la mayor cantidad de fibras en las áreas sometidas a mayor estrés durante la masticación, enfatizando en el grosor del conector, que juega un papel importante en la eliminación de la deflexión de la estructura además de permitir que las fibras estén protegidas del medio para entregar las mejores propiedades al composite distribuyendo el estrés de manera adecuada a lo largo de la estructura. La composición de los materiales de la prótesis añade un módulo de elasticidad propicio para minimizar los movimientos entre el diente y restauración que pueden provocar la fractura o descementación de la prótesis. ¹⁴



*Figura 6. Localización de los sitios de estrés tensional, de compresión y cizallamiento en la prótesis dental.*¹⁴

Las fuerzas de masticación no se desarrollan de manera significativa hasta que los dientes entran en contacto alcanzando los 1000 N de carga estática máxima, en un paciente sin pérdidas dentales, por lo que Vallittu propone que esta medida es la mínima que debería soportar cualquier restauración, pero no es la única propiedad importante al momento de rehabilitar con una prótesis parcial fija u otro tipo de restauraciones, ya que deberían resistir a un número repetido de ciclos de carga por lo que la resistencia a la fatiga necesita ser alta. ¹⁴

Aún continúa la búsqueda de mejorar las propiedades mecánicas entre las proporciones de rellenos de fibra en los composites, para mejorar la resistencia a la fractura o tenacidad, definida como la energía requerida para propagar una fisura hasta lograr fracturar el material, para reducir el fallo por delaminación del material, así como los problemas en la interfaz adhesiva del sustrato con la restauración. ¹⁴

2.2.3 Requerimientos clave

Uno de los aspectos importantes es el tipo de cementación de la prótesis y el diente, esta se lleva a cabo de manera adhesiva a las partes remanentes del diente y contribuirán de manera importante con la función y duración de la prótesis. Sin una adecuada interfaz adhesiva, las fuerzas oclusales no serán distribuidas correctamente sobre la restauración, que a su vez las transfiere a los dientes remanentes, periodonto y huesos mandibulares. ¹⁴

Los principios de diseño de las restauraciones reforzadas con fibras en prótesis parcial fija toman en consideración las posibilidades de un daño producido por la concentración de estrés producido por las fuerzas masticatorias. Adicionalmente, una oclusión balanceada tiene que ser considerada para la construcción de la restauración, la cual debe estar libre de interferencias para permitir la distribución de estrés entre los dientes remanentes y la restauración, Vallittu enuncia los requerimientos clave de una prótesis parcial fija de composite reforzado con fibras. ¹⁴

Requerimientos clave para las restauraciones de composite reforzado con fibras ¹⁴

- Resistencia mecánica y química contra el medio oral
- Baja adsorción microbiana del material
- Capas de material colocadas correctamente en la restauración
- Buena adhesión entre la restauración y el diente
- Diseño que reduzca la cantidad de estrés de la estructura
- Oclusión balanceada

Por ende, a continuación, revisaremos las pautas de construcción y diseño para una prótesis parcial fija de composite reforzado con fibras.

CAPÍTULO 3: Diseño y fabricación de prótesis parcial fija reforzada con fibras sintéticas

3.1 Cantidad y posición de las fibras

En el diseño de la prótesis fija de composite reforzado con fibras se debe considerar la adecuada cantidad y posición de las fibras, pues conformarán el núcleo de la estructura. Para ofrecer una resistencia apropiada en contra de las fuerzas masticatorias, las fibras deberán tener una posición transversal a esas fuerzas, así como incorporar un diseño de la estructura con ángulos redondeados internos, ya que han mostrado ser más resistentes a las fracturas que los diseños con ángulos rectos, pues disipan de manera más uniforme las fuerzas sobre la preparación. ¹²

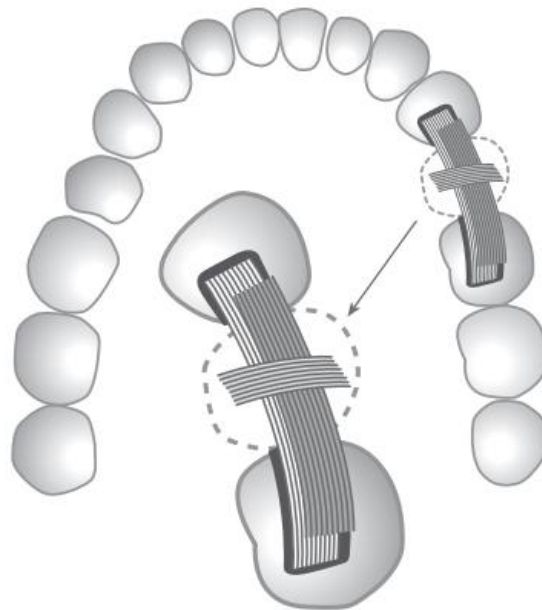


Figura 7. Representación de la posición de los haces de fibras para una prótesis de composite reforzada con fibra para reemplazar un premolar. ¹²

La cantidad de las fibras impacta la capacidad de soportar cargas por la estructura, por lo que es recomendado utilizar un haz de fibras unidireccionales de vidrio de 4000 fibras individuales, o su variante trenzada de polietileno en la estructura si solo se restaura un diente en la región anterior, dos haces si se reemplazan dos dientes en la región anterior, dos haces si se reemplaza un premolar, de dos a tres haces para reemplazar dos premolares, tres haces para reemplazar un molar, mientras que más de tres haces se utilizarán para reemplazar una cantidad superior de dientes. La cantidad puede ser variable dependiendo de cada marca o de la manera en que están organizadas, pues algunas se encuentran entrelazadas formando patrones como las de polietileno que también están indicadas en la elaboración de este tipo prótesis parciales fijas. ^{8,12}

Además de las fibras de la estructura principal es conveniente utilizar fibras adicionales colocadas en posición perpendicular a la estructura principal, en el área que ocupará el pónico, pues un haz de fibra adicional provee de soporte a las cúspides del pónico incrementando la capacidad de soportar las cargas oclusales y evitando la propagación de fracturas. ¹²

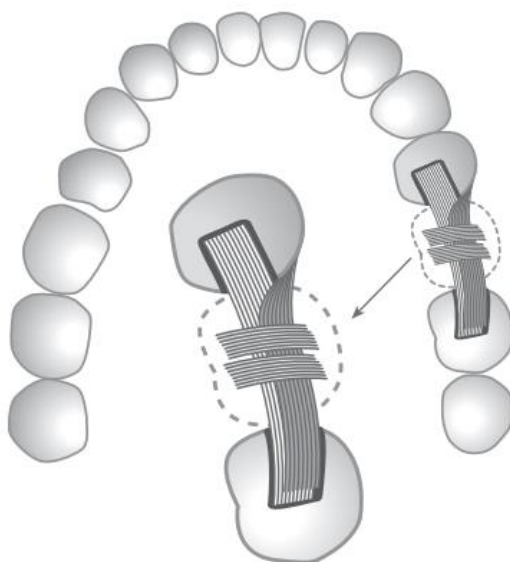


Figura 8. Representación de la posición de los haces de fibras para una prótesis de composite reforzada con fibra para reemplazar un premolar. ¹²

En las prótesis parciales fijas de tres unidades, la zona con una mayor concentración de estrés se encuentra en los conectores, en donde se aplican los refuerzos de fibra para mejorar la rigidez de la estructura contra las cargas que inducen torsión o flexión. Otra de las zonas en donde se coloca la resina reforzada con fibra es la más cercana a la encía al rehabilitar la zona posterior, ya que esta zona es la más afectada por el estrés tensional y funciona como la base del pónico para obtener un grosor del material capaz de resistir las fuerzas oclusales. ¹²

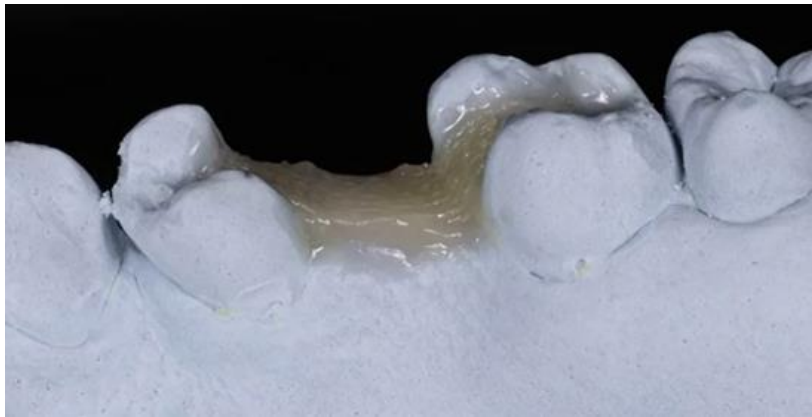


Figura 9. Posición de las fibras en las áreas de mayor concentración de estrés. ¹⁵

3.2 Fabricación directa

Las técnicas de fabricación directa se han utilizado principalmente para la provisionalización a largo plazo en el proceso de recuperación previa a la colocación de implantes que dura de 6 a 8 meses, sobre todo en el sector anterior. Cumpliendo en cuanto a función y estética que además puede ser tiene la ventaja de poder ser retirado fácilmente. ⁸

Usualmente se han utilizado bajo el concepto de establecer una estructura semejante a la de una férula periodontal, preparando la superficie con ácido fosfórico al 37% para continuar con un protocolo adhesivo, después se coloca la fibra preimpregnada con adhesivo para elaborar el pónico, el cual puede ser un diente de acrílico prefabricado o bien el mismo diente recién extraído del paciente, el cual pasa por un proceso de acondicionamiento al ser recortado, despulpado y rellenado con composite para luego adaptarlo a la fibra mediante un canal trazado en el pónico que será adherido a la fibra mediante acrílico o resina dependiendo del diente a utilizar. ⁸



Figura 10. Fibra adherida sin preparación para fabricación directa de prótesis parcial fija de composite reforzado. ⁸

Sin embargo, un estudio in vitro ha demostrado que el uso de este tipo de prótesis elaboradas de manera directa, en el sector posterior, soportan hasta 2500 N antes de ocurrir una fractura del material, muy por encima de las fuerzas masticatorias máximas alcanzadas por la masticación de aproximadamente 1000 N, su proceso de elaboración es muy similar al método indirecto que veremos a continuación. ^{14,16}

3.3 Fabricación indirecta

Las propiedades mecánicas de los composites reforzados con fibra se ven incrementadas por la utilización de haces de fibras de vidrio o de polietileno impregnadas con un medio de unión, usualmente resina sin carga, el número de haces a utilizar dependerá del diente que deseamos restaurar como se señaló con anterioridad.^{8,17}

Un diseño óptimo deberá tener un espacio interoclusal de 2 mm en la superficie oclusal con el antagonista, 4 mm para el área del conector y 2 mm de grosor para el pónico. Dentro de estos grosores las fibras ocupan un espacio que va desde los 0.18 a los 0.50 mm, los cuales están integrados en el grosor del composite de recubrimiento. Estas medidas pueden ser transferidas al espesor necesario para el mismo tipo de prótesis, pero con modificaciones en el sistema de retenedores como las tipo inlay, onlay, overlay o coronas, por lo que la distribución de las fibras es muy similar independientemente del retenedor elegido.^{8,12}

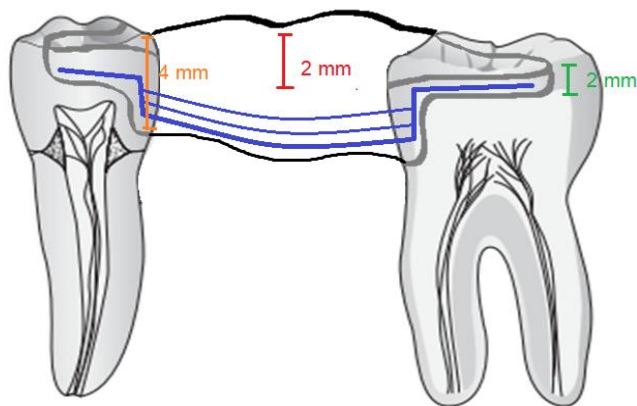


Figura 11. Grosores necesarios para composite reforzado con fibras.¹⁴

Las fibras se colocan a lo largo de las preparaciones, así como la zona edéntula, aplicando primero una capa de composite para aislarlas del medio bucal, después se colocan las fibras humectadas o preimpregnadas de composite sobre la primera capa procurando adaptarlas a la superficie de la preparación, para finalmente agregar capas de composite hasta conformar la estructura de la prótesis la cual tendrá en una superficie estética, fácil de pulir y con un color semejante al diente. ^{8,12}

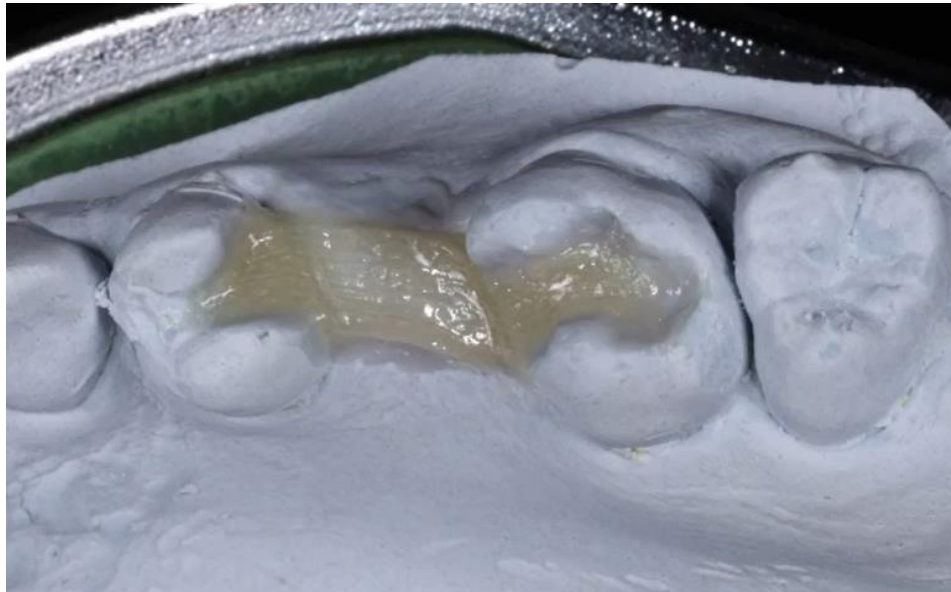


Figura 12. Posición de las fibras aisladas en composite. ¹⁵

Cuando elegimos una elaboración indirecta de la prótesis en el laboratorio podemos obtener ventajas al conseguir un mejor acabado y el pulido de la restauración, sobre todo en la zona debajo del pónico que en un tratamiento directo puede resultar complicado. ¹²

CAPÍTULO 4: Preparaciones dentales y cementación para prótesis parcial fija reforzada con fibras sintéticas

4.1 Preparaciones

Los mecanismos de retención son variados en concreto este tipo de prótesis puede retenerse en coronas, inlays, onlays, overlays e incluso aletas que se unen a la superficie sin necesidad de una preparación. ⁸



Figura 13. Prótesis parcial fija de composite reforzada con fibras retenida por preparaciones inlay. ¹⁵



Figura 14. Prótesis parcial fija de composite reforzada con fibras retenida sobre preparaciones inlay y onlay. ¹⁸

Cuando la prótesis es fabricada de manera indirecta existen dos interfaces, la del cemento con la restauración y la del cemento con el esmalte, así que la calidad de la interfaz adhesiva entre la prótesis y el diente determina su predictibilidad. Por lo tanto, la adhesión de la restauración con el esmalte y la dentina deberá ser óptima. ¹²

Independientemente de las preparaciones señaladas anteriormente el espacio mínimo para el material es de 2 mm en la superficie oclusal o cobertura, 4 mm para el área conector y 2 mm para el pónico, el cual puede beneficiarse de un mayor grosor para incrementar su capacidad para soportar las cargas oclusales. En estos grosores pueden ser colocadas las fibras en una posición adecuada para resistir las fuerzas masticatorias. ¹²



Figura 15. Preparaciones inlay-onlay para prótesis parcial fija de composite reforzado con fibras. ¹⁸

En este apartado estudiaremos principalmente las preparaciones inlay que, desde el siglo pasado, se han incrementado considerablemente como medio retentivo para prótesis parciales fijas, con el fin de un tratamiento mínimamente invasivo para restaurar un diente posterior perdido, tanto para restauraciones de oro, composite, cerámica u otros materiales que son cementados con un diente adyacente, preservando la estructura dental e integridad de los tejidos periodontales así como reduciendo los fracasos de la prótesis. ¹⁹



Figura 16. Preparaciones inlay para prótesis parcial fija de composite reforzado con fibras. ¹⁵

Las preparaciones inlay no solo permiten una eliminación limitada de tejido dental para generar una adhesión adecuada, sino que también se pueden generar condiciones propicias para la cementación adhesiva de la prótesis al mantener la presencia de esmalte en la preparación. Además, debido a su tamaño limitado permiten la colocación de un dique de hule para asegurar un aislamiento absoluto, ya que esto previene la contaminación con saliva o fluido del surco gingival durante una elaboración directa o en el proceso de cementación. ¹⁹

Las preparaciones inlay han sido utilizadas para las prótesis de composite reforzado con fibras debido a que requieren una preparación mínimamente invasiva mejorando la estética y permitiendo elaborarla de manera directa o indirecta a un menor costo. Limitándose a los grosores requeridos por el material, junto a las mejoras en adhesión química y micromecánica de los sistemas adhesivos son una opción viable. ^{17,20}

En general las preparaciones ideales para retenedores inlay requieren de una profundidad de la cavidad de 1,5 a 2 mm, un ancho máximo del istmo que deberá ser de un tercio del ancho inter cuspídeo bucolingual o mesiopalatino, el ángulo cavo superficial debe tener un bisel a aproximadamente 20° y los ángulos internos deberán ser redondeados para reducir las tensiones, estas características son compatibles con los grosores requeridos por las prótesis parciales fijas de composite reforzado con fibras. ^{12,19}

Finalmente cabe señalar que las fuerzas adhesivas conseguidas en la actualidad han alcanzado el equivalente a la resistencia a la tensión que existe en la unión amelodentinaria, dicha fuerza adhesiva es de 30 a 60 MPa en dentina con adhesivos de 3 pasos como Optibond FL de Kerr, por lo que la preparación juega un papel más importante en la reducción de estrés que en la retención de la prótesis. ¹³

4.2 Antecedentes en adhesión

Los antecedentes en los sistemas adhesivos marcan un cambio en la concepción de las restauraciones dentales a través de la hibridación de los tejidos duros, que representa un antes y después en la adhesión. El conocimiento profundo del desarrollo y funcionamiento de los sistemas adhesivos permite mejorar los protocolos adhesivos para la cementación de la prótesis contribuyendo a su predictibilidad.

La historia de los adhesivos dentales comenzó en 1949, el Dr. Hagger, registró la primera patente de un adhesivo dental; el cual estaba pensado para adherirse sólo a dentina y no al esmalte, pero no fue hasta 1951 que patentó “Cavity Seal” un material para ser usado en combinación con la resina de curado químico conocida como “Sevriton”, su adhesivo funcionaba mediante monómeros ácidos capaces de grabar e interactuar a un nivel molecular con las superficies dentales con el propósito de formar una adhesión fisicoquímica entre la restauración y el diente.²¹

En 1952 Malean y Kramer postularon, que el “Sevriton” y “Cavity Seal”, interactúan químicamente con la estructura dental, en este primer reporte se identificaron cambios en la dentina promovidos por un monómero ácido que podrían ser considerados como precursores del concepto de la capa híbrida.²¹

En 1954, Buonocore condujo de manera exitosa su primer experimento sobre adhesión al esmalte a través del grabado ácido que se enfocaba en alterar la superficie del esmalte para obtener mejor adhesión con el material restaurador. Buonocore teorizaba que los tags o prolongaciones que llenaban los defectos creados por el grabado ácido eran los responsables de la adhesión al esmalte, y para el 1960, también propondría que la adhesión a dentina era posible.²¹

Para la década de 1970, el concepto de barrillo dentinario se utilizaba por primera vez por Eick, quien identificó que ese material bloqueaba la adhesión al observar la superficie mediante microscopía por escaneo electrónico, simultáneamente en la misma década la técnica de grabado total comenzaba a ser utilizada. ²¹

En la década de 1980, los adhesivos de grabado total ganaron una aceptación más extendida. Nakabayashi, en 1982, fue el primero en demostrar una verdadera formación de una capa híbrida, demostrando que el adhesivo podía infiltrarse en la dentina para formar una nueva estructura compuesta: la matriz del adhesivo con las fibras colágenas, considerándose como el mecanismo principal de los agentes adhesivos. ²¹

Al comienzo de los años 1990, la introducción de adhesivos de tres pasos representó una revolución en la odontología adhesiva. Una vez que la dentina es grabada con ácido fosfórico entre en 35 y 37%, después el ácido es enjuagado para luego aplicar primers hidrofílicos en una capa uniforme antes de una resina hidrofóbica para completar la hibridación. ²¹

La adhesión evolucionó a grandes pasos, sin embargo, los desarrollos más recientes de las casas comerciales se concentraron en la simplificación de los procedimientos con el fin de reducir la sensibilidad de la técnica y manipulación al error humano. ²¹

Clasificación de los mecanismos de adhesión y secuencia clínica ²¹

En este punto se ha propuesto una clasificación de los sistemas adhesivos, la cual refleja de manera simplificada su uso más que su desarrollo histórico.

1. Tres pasos: Involucran grabado, acondicionamiento y adhesivo. Estos sistemas son distribuidos como botellas de las cuales uno es el agente grabador, otro el acondicionante y otro el adhesivo. Son los más complicados de usar, pero los que mejores resultados en cuanto a fuerza adhesiva y durabilidad.
2. Dos pasos 1: Los sistemas de autograbado contienen una botella con el agente grabador y una segunda botella con el acondicionante y el adhesivo, los cuales se encuentran en una misma capa en el momento de la aplicación.
3. Dos pasos 2: Para estos sistemas los dos pasos son el acondicionante ácido seguido del adhesivo. Se utilizan dos botellas de componentes, la primera con un acondicionante autograbante y la segunda con un agente adhesivo, el agente autograbante modifica el barrillo dentinario en la superficie de la dentina e incorpora los productos en la capa híbrida.
4. Un paso; Estos se encuentran en una sola botella cuya fórmula contiene un acondicionante autograbante y un agente adhesivo en la misma botella, son los más fáciles de usar, pero sus resultados no son aceptables comparados con los adhesivos de tres pasos.

4.3 Mecanismos de adhesión

Los mecanismos de adhesión han pasado por cambios a través del tiempo, pues han sido mejor comprendidos a nivel estructural, así como la manera en que interactúan con el diente, ahora se sabe que el comportamiento del adhesivo puede variar dependiendo de diferentes factores como: la profundidad de la preparación o las características de la dentina dependiendo de la zona del diente o también factores relacionados con la técnica adhesiva.

La adhesión al esmalte es obtenida con relativa facilidad, sin embargo, la adhesión a la dentina continúa siendo un reto, debido a las características biológicas que posee, como un alto contenido orgánico, una estructura tubular con presencia de procesos odontoblásticos, la presencia de fluido dentinal (sometido a las leyes de la hidrodinámica) y la permeabilidad de la dentina. La dentina es un tejido intrínsecamente hidratado, que además posee un patrón de túbulos dentinarios de $1\mu\text{m}$ a $2.5\mu\text{m}$ de diámetro rodeados por dentina intertubular en donde se encuentran las fibras de colágeno. La dentina al ser cortada durante la preparación de la cavidad se reduce la longitud de sus túbulos lo que los hace más permeables. Posterior a la preparación del diente se genera barrillo dentinario el cual llena los orificios de los túbulos dentinarios, con lo que se conoce como “smear plugs” que disminuyen la permeabilidad de la dentina un 86%.²²

Fundamentalmente la adhesión al sustrato dental se basa en un proceso de intercambio entre los componentes inorgánicos del material y el diente, por lo que es importante remover una parte de los fosfatos de calcio para exponer los túbulos dentinarios en la superficie de la dentina y generar un patrón de grabado en el esmalte, con ello, la llamada capa híbrida puede ser llevada a cabo a través de la infiltración y polimerización *in situ* del adhesivo en las microporosidades de ambos tejidos.²¹

La técnica de grabado total involucra el uso de ácido fosfórico entre el 35 y 37%. El acondicionamiento es seguido de la imprimación y aplicación del adhesivo, resultando en una aplicación de tres pasos. Los adhesivos de dos pasos simplificados combinan el primer y el adhesivo en una sola botella para una sola aplicación. ²¹

La diferencia con los sistemas de autograbado es que están basados en monómeros ácidos que acondicionan la dentina y el esmalte en dos pasos, primero la aplicación del primer autograbante y por último la resina adhesiva en los sistemas más comunes. ²¹

Por último, los sistemas de un solo paso se han incorporado de manera más reciente, en donde todos los elementos del adhesivo se encuentran en un solo sistema, una sola botella que combina los tres pasos para realizar una sola aplicación. ²¹

De las técnicas revisadas las más efectivas han sido la técnica de grabado total que es más efectiva para lograr una adhesión estable y que requiriendo la disolución de cristales de hidroxiapatita a través del grabado. Por otro lado, los sistemas adhesivos han evolucionado de manera química, pues monómeros como el 10 MDP (10-metacriloxi decil fosfato di hidrogenado) contribuyen a una unión química entre la molécula y la hidroxiapatita y están presentes en adhesivos de autograbado de dos pasos probando ser igual de efectivos que los de grabado total en cuanto a fuerza adhesiva. ^{22,23}

4.3.1 Mecanismos de adhesión de adhesivos de grabado total en esmalte y dentina

Los “macro-tags” son prolongaciones de adhesivo que llenan el espacio circundante de los prismas de esmalte tras el grabado ácido, mientras que los “micro-tags” prolongaciones que se infiltran en el centro del patrón de los prismas de esmalte. Mientras que en la dentina el barrillo dentinario producido durante la preparación cavitaria es eliminado con el grabado con ácido fosfórico, desmineralizado de 3-5 μm de la superficie. ²²

El proceso de grabado ácido da como resultado la exposición de las fibras de colágena de la hidroxiapatita, y forman una red micro retentiva para el entrelazamiento con los monómeros. El cual fue descrito por Nakabayashi, Kojima y Matsuhara en 1982 y es conocido como capa híbrida. Las redes de fibras colágenas deben estar expandidas para facilitar la penetración de la resina lo cual se logra evitando desecar la dentina. Simultáneamente se hibridan los tejidos, con las prolongaciones de resina que sellan los túbulos dentinarios y ofrecen una retención adicional que de acuerdo con Van Meerbeek, los primeros 5-10 μm de adhesivo que penetran el orificio del túbulo contribuyen a la retención y el sellado efectivo. ²²

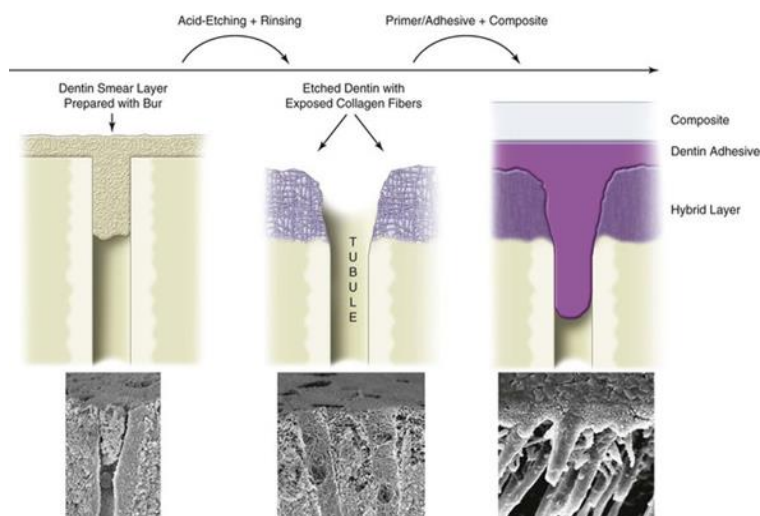


Figura 17. Mecanismo de los adhesivos de grabado total. ²⁴

4.3.4 Mecanismos de adhesión de adhesivos autograbante en esmalte y dentina.

Los adhesivos autograbantes contienen monómeros ácidos para acondicionar la superficie dental en lugar de ácido fosfórico, que no producen el mismo grado de porosidad en el esmalte como los producidos con un sistema de grabado total. Pero en la dentina, los adhesivos autograbantes más fuertes producen una desmineralización más profunda que permiten al adhesivo adquirir una morfología similar a los de grabado total. Por otra parte existen mecanismos de autograbado menos agresivos para la dentina que se basan en una capa híbrida menos profunda. En ambos casos dentro de la capa híbrida, las fibras de colágeno no son privadas de hidroxapatita ya que ésta permanece adherida a la colágena al no ser eliminada completamente, permitiendo obtener un receptor químico para monómeros como el 10-MDP que tiene potencial adhesivo químico al calcio e hidroxapatita residual, el cual puede resultar en que la adhesión resista mejor a la degradación hidrolítica e incluso ayudar a mantener sellados los márgenes de la restauración por largos periodos de tiempo. ²²

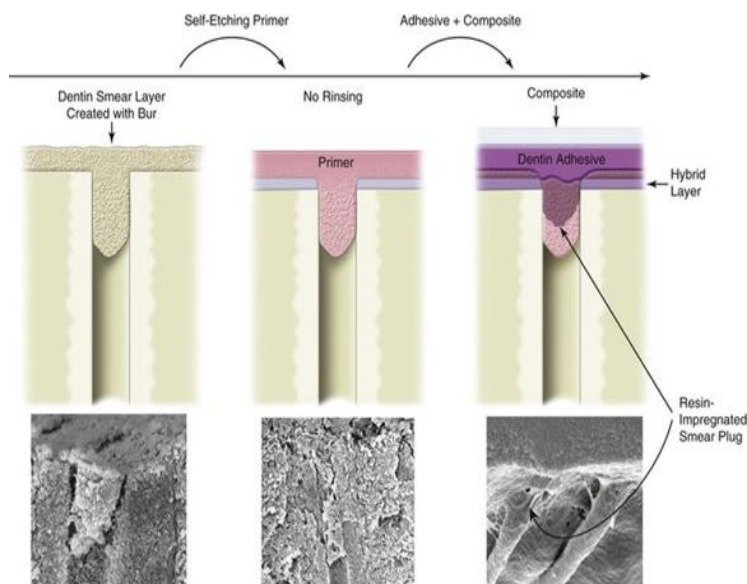


Figura 18. Mecanismo de los adhesivos de autograbado. ²⁴

4.4 Técnicas para la cementación adhesiva

Las técnicas adhesivas han evolucionado, mejorando los métodos de cementación adhesiva, y permitiendo el desarrollo de nuevas técnicas, así como tratamientos de la superficie que permiten el incremento de la fuerza adhesiva en el complejo diente restauración.

Los cementos resinosos se dividen en dos grupos de acuerdo con su polimerización: cementos de curado dual y cementos de fotocurado. Los cementos resinosos de curado dual tienen un tiempo limitado de trabajo y son difíciles de manipular, pero con la ventaja de una adecuada polimerización en áreas inaccesibles para la luz. Al fotoactivarlos se incrementa el grado de conversión y la dureza de los cementos de curado dual los cuales se encuentra comercialmente en presentaciones autograbantes y autoadhesivas, que son alternativa común en la cementación de composites indirectos en dentina, la cual no fue tratada previamente, obteniendo una fuerza adhesiva menor que los sistemas de 3 pasos.²⁵

La otra alternativa para la cementación de restauraciones indirectas son los composites de fotocurado, los cuales son precalentados para alcanzar una alta fluidez, se sugiere precalentarlos a una temperatura mayor a 39°C. Con lo cual el tiempo de trabajo para posicionar las restauraciones y remover el exceso de cemento puede extenderse utilizando mediante esta técnica, superando las barreras restrictivas del tiempo de trabajo permitido por cementos de curado dual.²⁵

Un apropiado tratamiento de la superficie del sustrato es necesario para establecer una adhesión duradera, se recomienda que la dentina recién cortada pueda ser sellada con agente adhesivo inmediatamente después de la preparación, antes de tomar la impresión. A este procedimiento se le conoce como sellado inmediato de la dentina, que permite obtener una mayor fuerza adhesiva tanto en los sistemas de grabado total como autoadhesivos.²⁵

Por otro lado, los factores extrínsecos para un cementado óptimo de las restauraciones indirectas será la energía de la fuente de luz, el tiempo de irradiación y el material elegido, que en conjunto con el conocimiento de los principios adhesivos, así como un protocolo clínico correcto deben ser puestos en marcha con el fin de obtener adhesión duradera entre las estructuras. Además de la utilización del aislamiento absoluto que nos ayudará a tener un mejor control y visión sobre la superficie del diente como la del material restaurador para asegurar un resultado a largo plazo en la cementación de restauraciones indirectas. ²⁵

Por último, este paso es crucial pues sin una adecuada interfaz adhesiva las fuerzas ejercidas sobre la restauración no podrán ser disipadas eficazmente sobre los dientes, el periodonto y el hueso. ¹⁴

CAPÍTULO 5: Desempeño clínico

5.1 Predictibilidad

La longevidad de las prótesis parciales fijas de composite reforzado con fibra ha sido evaluada en un número limitado de estudios clínicos, con varios diseños, empleando diferentes combinaciones de materiales y sistemas de cementación adhesiva. La mayoría de los estudios disponibles han sido criticados debido a la poca homogeneidad de las prótesis parciales fijas que han sido estudiadas en las revisiones sistemáticas. Con estas limitaciones se ha estimado que las expectativas de longevidad de una este tipo de prótesis son de 6 años aproximadamente. ²⁶

Muchos pacientes con edentulismo parcial se rehúsan a la idea de sacrificar dientes sanos con el propósito restaurar los dientes perdidos y otros no tienen la posibilidad para permitirse implantes o restauraciones cerámicas adhesivas por su costo, por lo que los pacientes se pueden beneficiar de este sistema que es mínimamente invasivo, más económico y que tiene un rango de sobrevivencia reportado en 73.4% a 4.5 años.²⁰

Cuando los beneficios de las prótesis parciales fijas reforzadas con fibras son discutidos los dentistas consideran principalmente los siguientes aspectos: ²⁶

1. Los composites reforzados con fibra permiten lo que se conoce como Concepto de Tratamiento Dinámico, es decir un tratamiento dental a largo plazo que comienza con la preservación de la mayor cantidad de tejidos dentales para tratamientos dentales futuros.
2. Mínima invasión de los tejidos dentales
3. Una opción rentable y asequible
4. Una gran satisfacción del paciente

Desde la perspectiva del paciente, las razones más significativas para seleccionar una prótesis fija reforzada con fibras son:²⁶

1. La posibilidad de recibir una prótesis parcial fija en una sola visita
2. Ser un tratamiento que pocas veces produce dolor
3. La posibilidad de evitar un tratamiento más complejo y costoso

Las prótesis de composite reforzado con fibras ofrecen una opción rentable, mínimamente invasiva que, con las técnicas de elaboración, directa o indirecta, los diferentes mecanismos de retención y los avances en adhesión las harían una opción a considerar. Aunque esta disminución de los costos del tratamiento podría dar paso a la colocación indiscriminada de prótesis parciales fijas reforzadas con fibras en pacientes que no poseen las características de higiene adecuada, representando un factor de riesgo para el paciente y para la longevidad de la prótesis. Consecuentemente, la higiene oral puede afectar el desempeño de cualquier tratamiento dental, con incremento de caries y enfermedad periodontal. Esto sin contar la estabilidad de la oclusión y la limitación de espacio interoclusal que también representan factores de riesgo que puede dañar la prótesis. ^{17,26}

Finalmente, los estudios clínicos disponibles sobre estas prótesis demuestran que hay un alto rango de sobrevivencia, un buen desempeño y resultados predecibles a mediano plazo en la restauración de un diente anterior o posterior. Aún se requiere de mayor investigación para identificar la viabilidad de las prótesis parciales fijas reforzadas con fibras como un tratamiento de larga duración. ¹⁷

CONCLUSIONES

A través de la literatura revisada podemos concluir que:

Los biomateriales han alcanzado propiedades capaces de adaptarse a las condiciones hostiles de la cavidad oral y a las fuerzas que ejerce, ya que tejidos y materiales deben resistir de manera cíclica las funciones que se llevan a cabo y estar constantemente expuestos a la solubilidad que presenta el medio.

La cavidad bucal y el conocimiento de su biomecánica actualmente nos permiten seleccionar los mejores planes de tratamiento para lograr una armonía en su rehabilitación.

La mejora en el diseño de la estructura de las prótesis de composite reforzado con fibra permite obtener mejores resultados en su desempeño ante las fuerzas de compresión, torsión, cizallamiento logrando un mejor desempeño al enfrentarlas, buscando adecuar el diseño en cada situación particular.

Las preparaciones dentales también han cambiado con el propósito de mantener la mayor cantidad de estructura dental posible, tanto estéticamente como en beneficio de poder optar por un tratamiento diferente en el futuro, además, preserva el mejor sustrato para la adhesión, el esmalte y son optimizadas para reducir el estrés al cual es sometido el material restaurador.

El desarrollo de sistemas adhesivos ha avanzado al grado de generar una mejor hibridación de los tejidos dentales, que permiten una unión íntima los tejidos, que es casi tan fuerte como la unión natural entre los tejidos del diente, disipando la fuerza ejercida sobre la restauración que a su vez es transmitida al diente y al ligamento periodontal.

Los métodos de acondicionamiento de los tejidos antes de la impresión dental, llevados a cabo bajo aislamiento absoluto, como el sellado inmediato de la dentina permiten incrementar los valores adhesivos al adherir restauraciones indirectas.

Las prótesis parciales fijas reforzadas con fibras representan un método válido para la rehabilitación oral en la actualidad, que presenta ventajas en cuanto al tiempo de fabricación, la mínima invasión del tejido dental, la rentabilidad, supervivencia y predictibilidad. Aunque la literatura sugiere que el tiempo promedio de vida es de alrededor de 4.5 años este tratamiento puede ser considerado a corto o mediano plazo, y su uso a largo plazo aún requiere de más estudios.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Nayar S, Ganesh R, Santhosh S. Fiber reinforced composites in prosthodontics - A systematic review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015;7(April):S220–S222. doi:10.4103/0975-7406.155914
2. D. W. VAN KREVELEN. *PROPERTIES OF POLYMERS*. Cuarta edi. (Elsevier, ed.); 2009.
3. Fortoul van der Goes T. *Histología y biología celular*. Tercera ed. (Interamericana M-H, ed.); 2017.
4. Zhang YR, Du W, Zhou XD, Yu HY. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci.* 2014;6(2):61–69. doi:10.1038/ijos.2014.21
5. Zhang M, Matinlinna JP. E-Glass Fiber Reinforced Composites in Dental Applications. *Silicon.* 2012;4(1):73–78. doi:10.1007/s12633-011-9075-x
6. Gardiner G. The making of glass fiber. Composite World. Published 2009. <https://www.compositesworld.com/articles/the-making-of-glass-fiber>
7. Keulemans F. Crack deflection. Crack deflection - part 1. Published 2020. <https://www.instagram.com/p/CHnH6SbpwAr/>
8. Blank JT. A novel approach for a single-tooth provisional. *Dent Today.* 2012;31(4).
9. Karbhari VM, Wang Q. Influence of triaxial braid denier on ribbon-based fiber reinforced dental composites. *Dent Mater.* 2007;23(8):969–976. doi:10.1016/j.dental.2006.08.004
10. García AH, Angel M, Lozano M, et al. Resinas compuestas . Revisión de los materiales e indicaciones clínicas. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006. Published online 2006:215–220.
11. Fratila A, Vasiloaica C. The biomechanical behaviour of bridge and dental-periodontal aggregate with three abutment teeth. *Dig J Nanomater Biostructures.* 2013;8(2):631–638.

12. Perea-Lowery L, Vallittu PK. Framework design and pontics of fiber-reinforced composite fixed dental prostheses — An overview. *J Prosthodont Res.* 2018;62(3):281–286. doi:10.1016/j.jpor.2018.03.005
13. Alleman DS, Nejad DDSMA, Capt DDS, Scott D, Hills B. The Protocols of Biomimetic Restorative Dentistry: 2002 to 2017. *Insid Dent.* 2017;13(6):64–70.
14. Vallittu P. *Key requirements for dental FRCs.* Elsevier Ltd; 2017. doi:10.1016/b978-0-08-100607-8.00001-0
15. Farkas P. Ribbond bridge. Ribbond Bridge. Published 2021. <https://www.instagram.com/p/CLklzKZJ3yD/>
16. Xie Q, Lassila LVJ, Vallittu PK. Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs. *J Dent.* 2007;35:578–582. doi:10.1016/j.jdent.2007.04.003
17. Ahmed KE, Li KY, Murray CA. Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD)—Systematic review. *J Dent.* 2017;61:1–11. doi:10.1016/j.jdent.2016.08.007
18. Garoushi S, Yokoyama D, Shinya A, Vallittu PK. Fiber-reinforced Composite Resin Prosthesis to Restore Missing Posterior Teeth : A Case Report. *Libyan J Med.* 2007;Volume 2(3):139–141.
19. Castillo-Oyagüe R, Sancho-Esper R, Lynch CD, Suárez-García MJ. All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses for replacing posterior missing teeth: A systematic review. *J Prosthodont Res.* 2018;62(1):10–23. doi:10.1016/j.jpor.2017.06.007
20. Tanculescu O, Doloca A, Vieriu RM, et al. Load-bearing capacity of direct inlay-retained fibre-reinforced composite fixed partial dentures with different cross-sectional pontic design. *Rev Chim.* 2017;68(1):94–100. doi:10.37358/rc.17.1.5397
21. Eshrak Sofan, PhD Afrah Sofan, PhD Gaspare Palaia, PhD Gianluca Tenore, MD, DDS Umberto Romeo, MD, DDS Guido Migliau, MD D. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation

- to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)*. 2017;8(1):1–17.
22. Manuja N, Nagpal R, Pandit IK. Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *J Clin Pediatr Dent*. 2012;36(3):223–234. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22838222>
 23. Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, Otsuki M. Bond Strengths of Current Adhesive Systems on. *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(2):107–115.
 24. Perdigão J, Swift EJ. Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. Pocket Dentistry. Published 2015. <https://pocketdentistry.com/4-fundamental-concepts-of-enamel-and-dentin-adhesion/>
 25. D’Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, et al. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(8):570–578.
 26. Vallittu PK, Shinya A, Baraba A, et al. Fiber-reinforced composites in fixed prosthodontics—Quo vadis? *Dent Mater*. 2017;33(8):877–879. doi:10.1016/j.dental.2017.05.001