

Universidad Autónoma de Sinaloa
Facultad de Odontología
Especialidad en Endodoncia



**“ANÁLISIS DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS EN DENTINA
RADICULAR”**

No. de registro 2022-8

TESIS QUE PRESENTA

C.D. Bertha Karina Rojo Rodríguez

PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

DIRECTORES DE TESIS

DR. JESÚS EDUARDO SOTO SAINZ

DRA. MARÍA VERÓNICA MÉNDEZ GONZÁLEZ

CULIACÁN ROSALES, SINALOA, ENERO 2022



Dirección General de Bibliotecas
Ciudad Universitaria
Av. de las Américas y Blvd. Universitarios
C. P. 80010 Culiacán, Sinaloa, México.
Tel. (667) 713 78 32 y 712 50 57
dgbuas@uas.edu.mx

UAS-Dirección General de Bibliotecas

Repositorio Institucional Buelna

Restricciones de uso

Todo el material contenido en la presente tesis está protegido por la Ley Federal de Derechos de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

Queda prohibido la reproducción parcial o total de esta tesis. El uso de imágenes, tablas, gráficas, texto y demás material que sea objeto de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente correctamente mencionando al o los autores del presente estudio empírico. Cualquier uso distinto, como el lucro, reproducción, edición o modificación sin autorización expresa de quienes gozan de la propiedad intelectual, será perseguido y sancionado por el Instituto Nacional de Derechos de Autor.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-No Comercial
Compartir Igual, 4.0 Internacional



FINANCIAMIENTO

A través de beca Conacyt fue posible realizar esta investigación, ya que proporcionó el presupuesto para apoyar y poder concluir este proyecto de investigación. Beca no. 747029

DEDICATORIA

Este trabajo con tanto esfuerzo va dedicado en un principio a Dios ya que sin él nada de esto sería posible, por darme la fuerza para sacar adelante este anhelo que desde hace años pedía y hoy puedo decir que fue en gran parte gracias a él.

A mis padres por tanto esfuerzo y amor incondicional que siempre me han brindado, por ponerme el ejemplo de luchar hasta alcanzar nuestros sueños y que con perseverancia todo se puede lograr. Por todos esos días buenos y no tan buenos que estuvieron para apoyarme y darme el aliento de continuar hasta el final. Me siento bendecida y orgullosa de tenerlos como mis padres, no me alcanzarían las palabras para decirles lo mucho que los amo.

Agradezco infinitamente a mis hermanos que con sus palabras me hacían sentir orgullosa de lo que soy y de lo que puedo llegar a ser a futuro. Ojalá algún día yo me convierta en se fuerza para que puedan seguir avanzando en su camino, no fue fácil, pero les agradezco no dejarme sola y estar siempre para mí día y noche.

A todas las personas que me han apoyado para cumplir este sueño.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por guiarme en mi camino y por permitirme concluir con mi objetivo. A mis padres quienes son mi motor y mi mayor inspiración, que a través de su amor, paciencia, buenos valores, ayudan a trazar mi camino, por no dejarme sola en ningún día de este gran sueño, por levantarme cada vez que me vieron derrumbada, no tengo palabras que describan todo el amor que siento y lo inmensamente agradecida que estoy y siempre estaré, gracias por los sacrificios que tuvieron que realizar para apoyarme en esta etapa de mi vida y ser los pilares de ella, los amo.

A mis 3 hermanos que, aunque estábamos lejos, siempre los sentí cerca, gracias por todo su apoyo y por sus palabras de aliento en los momentos cuando pensaba que ya no podía más, gracias por siempre estar presentes para mí y por confiar que sí podía lograrlo.

Agradezco a mis directores de tesis Dr. Jesús Eduardo Soto Sainz y a la Dra. María Verónica Méndez González por su tiempo y fuerza de revisar y corregirme en todo momento, por sus conocimientos brindados y la ayuda para lograr esta investigación.

A nuestra coordinadora de posgrado la Dra. Gloria Yolanda Castro Salazar por haberme dado la oportunidad y la confianza de pertenecer a esta gran institución del Posgrado de Endodoncia, gracias por todo su esfuerzo y dedicación brindada.

Agradezco a mis compañeros de especialidad, mejores conocidos como endo hermanos, gracias por ser mi segunda familia y mi apoyo cuando las cosas se ponían feas para todos, gracias por su amistad y por todos los momentos vividos durante todo este trayecto que nos costó y no ha sido nada fácil, pero ustedes hicieron de estos

años una de las mejores etapas de mi vida, siempre han estado presentes en cada caída y cada llanto, así como en los momentos de risas y alegrías, pero sobre todo siempre nos hemos visto como una familia.

Así mismo mis agradecimientos al plantel de profesores, del posgrado de endodoncia de la Universidad Autónoma de Sinaloa, quienes nos han apoyado desde el día uno, poniendo en práctica sus valiosos conocimientos hicieron que pueda crecer día a día como profesional, gracias a cada uno de ustedes por su paciencia, dedicación, apoyo incondicional y amistad.

Además de todo el plantel de trabajadores del posgrado de la Especialidad de Endodoncia.

Y finalmente a todas esas personas que me faltaron mencionar, amigos y conocidos que siempre estuvieron para apoyarme en este camino, muchas gracias.

RESUMEN

Introducción: El uso de postes de fibra de vidrio cementados con sistemas adhesivos simplificados y cementos de resina han tenido un gran progreso en las últimas décadas, basados en la eficacia de los adhesivos actuales. La adhesión en odontología comenzó en 1955 por Buonocore y el beneficio del ácido grabador. Con las tecnologías cambiantes, los adhesivos dentales han venido evolucionando de grabado total (4.^a y 5.^a generación) a autograbado (6.^a y 7.^a generación). Más recientemente, una nueva familia de adhesivos se ha introducido (universales o adhesivos multimodo), que pueden utilizarse como grabado y enjuague o como adhesivos de autograbado, por ello es importante conocer los factores que pueden llevar al fracaso, afectando la preparación de la dentina, la infiltración del adhesivo y finalmente la cementación del poste. **Materiales y métodos:** Se realizó una búsqueda exhaustiva bibliográfica en las bases de datos Pubmed, Science direct, Scielo y Conricyt, Scopus “Elsevier” utilizando las palabras clave “bonding dentin posts”, “fiber posts”, “adhesive systems”, “posts technique”, “intrarradicular bonding”, “adhesión to dentin”, “fiber posts”. **Resultados:** Al analizar las bases de datos se encontraron 342 artículos, de los cuales 19 cumplieron con los criterios de selección, las variables analizadas fueron artículos que evaluaron diferentes sistemas adhesivos en dentina radicular en la colocación de un poste de fibra de vidrio. **Conclusión:** En los adhesivos se mostró mejores resultados con adhesivos de 5ta generación (grabado y enjuague) de 2 pasos. Seguidos de adhesivos de 7ma generación (autograbados) de 1 solo paso, 4ta y 6ta generaciones, sin embargo los adhesivos universales, que son los más actuales parecen ser prometedores a la hora de optar por la colocación de un poste de fibra de vidrio, se encontró que clorhexidina por 60 segundos tiene mejores resultados para la inhibición de MMPs, mejorando la adhesión, así mismo el NaOCl 5% influye en la disminución de la fuerza de unión por su efecto oxidante a largo plazo, pero el ácido ascórbico es capaz de revertir el efecto del NaOCl 5% ayudando a la mejora de la adhesión. **Palabras clave:** bonding dentin posts, fiber posts, adhesive systems, posts technique, intrarradicular bonding, adhesión to dentin, fiber posts.

ABSTRACT

Introduction: The use of fiberglass posts cemented with simplified adhesive systems and resin cements have made great progress in recent decades, based on the effectiveness of current adhesives. Adherence in dentistry began in 1955 by Buonocore and the benefit of acid etchant. With changing technologies, dental adhesives have been evolving from total-etch (4th and 5th generation) to self-etch (6th and 7th generation). More recently, a new family of adhesives has been introduced (universal or multimode adhesives), which can be used as etch and rinse or as self-etch adhesives, so it is important to know the factors that can lead to failure, affecting dentin preparation. the infiltration of the adhesive and finally the cementation of the post.

Materials and methods: An exhaustive bibliographic search was carried out in the Pubmed, Science direct, Scielo and Conricyt, Scopus "Elsevier" databases using the keywords "bonding dentin posts", "fiber posts", "adhesive systems", "posts technique", "intraradicular bonding", "adhesion to dentin", "fiber posts". **Results:** When analyzing the databases, 342 articles were found, of which 19 met the selection criteria, the variables analyzed were articles that evaluated different adhesive systems in root dentin in the placement of a fiberglass post. **Conclusion:** Adhesives showed best results with 2-step 5th generation (etch and rinse) adhesives. Followed by 1-step 7th generation (self-etching) adhesives, 4th and 6th generations, however universal adhesives, which are the most current, seem to be promising when it comes to opting for the placement of a fiberglass post, found that chlorhexidine for 60 seconds has better results for the inhibition of MMPs, improving adhesion, likewise NaOCl 5% influences the decrease in bond strength due to its long-term oxidizing effect, but ascorbic acid is capable of reversing the effect of NaOCl 5% helping to improve adhesion.

Keywords: bonding dentin posts, fiber posts, adhesive systems, posts technique, intraradicular bonding, adhesion to dentin, fiber posts.

ÍNDICE

	Página
RESUMEN	VII
ABSTRACT	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	XI
ABREVIATURAS.....	XII
1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEÓRICO	3
2.1. Dientes tratados endodónticamente	3
2.2. Smear layer	3
2.3. Poste intrarradicular de fibra de vidrio	4
2.3.1. Poste de fibra de vidrio	4
2.4. Adhesión.....	5
2.5. Factores de la adhesión	8
2.5.1. Energía superficial	8
2.5.2. Tensión superficial	9
2.5.3. Humectabilidad adhesiva	9
2.5.4. Capilaridad.....	10
2.6. Sustrato adherente	12
2.6.1. Dentina.....	12
2.6.2. Dentina intra rradicular	13
2.6.3. Capa híbrida.....	14
2.6.4. Formación de la capa híbrida.....	14

2.7.	Influencia de los irrigantes en la adhesión a la dentina	17
2.8.	Rol de las MMPs en la adhesión a la dentina	19
2.8.1.	Principales MMPs en dentina	20
2.8.2.	Inhibidores de MMPs para incremento de la adhesión	21
2.9.	Sistemas adhesivos	22
2.10.	Clasificación de los sistemas adhesivos	22
2.10.1.	Generaciones de los sistemas adhesivos	23
2.10.2.	1era, 2da y 3era generación de los adhesivos	23
2.10.3.	4ta y 5ta generación de los sistemas adhesivos (etch and rinse) ...	25
2.10.4.	6ta y 7ma generación de los sistemas adhesivos (self etch)	27
2.10.5.	8va generación de adhesivos (universales)	28
3.	JUSTIFICACIÓN	29
4.	OBJETIVOS	31
4.1.	Objetivo general	31
4.2.	Objetivos específicos	31
5.	MÉTODOS	32
5.1.	Metodología	32
5.2.	Lugar de realización	32
5.3.	Criterios de inclusión	32
6.	RESULTADOS	33
	<i>In vitro</i>	43
7.	CONCLUSIONES	48
8.	PROPUESTA	49
9.	REFERENCIAS	50

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Componentes y generación de cada adhesivo	34
Tabla 2. Diferentes cementos y sus componentes	41
Tabla 3. Sistemas adhesivos General	43

ABREVIATURA

- MMPs (Metaloproteinasas)
- CHX (Clorhexidina)
- EDTA (Ácido etilendiaminotetraacético)

1. INTRODUCCIÓN

El tratamiento de conductos tiene como principal objetivo tratar de preservar el órgano dental dentro de cavidad oral para esto es necesario realizar una serie de procedimientos como lo es, instrumentación, conformación, desinfección, finalizando con una obturación tridimensional del sistema de conductos radiculares.

La reconstrucción después de un diente tratado endodónticamente se complica cuando la corona está parcial o totalmente destruida, dando por hecho la necesidad de utilizar componentes intrarradiculares para obtener una mayor retención de la restauración (1).

Para el año de 1973, Mc Comb propuso el uso de la dentina radicular acondicionada para el cementado adhesivo de los sistemas de reconstrucción (2).

Se ha incrementado el uso de postes reforzados con fibra de vidrio ya que ofrecen una serie de ventajas: un módulo elástico similar al de la dentina, obteniendo una distribución uniforme de la tensión a lo largo de toda la raíz (3). Así mismo brindan buena estética en sectores anteriores y translucidez, permitiendo el paso de la luz para una correcta polimerización del sistema de unión, para la retención en el conducto radicular es necesario tener dos grandes factores como son la geometría del poste (o diseño), el cemento y el sistema adhesivo (4).

Los sistemas adhesivos actuales se sustentan por la retención micro-mecánica dando como resultado la formación de una capa híbrida y tags de resina a lo largo del conducto radicular, estableciendo una adhesión estructural entre el poste, el tejido dentario y la restauración final (5).

Hoy en día existen sistemas adhesivos que podemos utilizar, como son de grabado total, autograbado y adhesivos universales que se combinan con un cemento, el avance de nuevos materiales y técnicas ha permitido acortar el número de pasos clínicos y la disminución de posibles errores en las diferentes etapas de cementación de postes de fibra de vidrio (6).

El sistema adhesivo de grabado total tiene la necesidad de preparar la dentina con ácido fosfórico seguido del adhesivo en las paredes del conducto antes de insertar el cemento y el poste (7). Los sistemas adhesivos de autograbado utilizan un monómero funcional que penetra en los túbulos dentinarios y a su vez con el monómero de resina sin necesidad de eliminar la capa de barrillo dentinario (8).

El proceso adhesivo en la colocación de postes conlleva una serie de características específicas. Por una parte, la dentina se deshidrata, y por otra los detritos generados al momento de la preparación del conducto para la colocación del poste, no solo incluye partículas de dentina sino también restos de gutapercha y cemento sellador (9,10). Por lo tanto, la presencia de estos factores puede afectar directamente la preparación de la dentina, la infiltración del adhesivo, y la cementación del poste (11).

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Dientes tratados endodónticamente

A través de una investigación realizada *in vitro* se descubrió que la pérdida de integridad estructural del diente está asociada con la preparación para el acceso endodóntico que podría provocar una mayor incidencia de fracturas en dientes tratados endodónticamente. Así mismo la deformación dental aumentó progresivamente después de la preparación y obturación del conducto radicular en particular después de las preparaciones cónicas y paralelas posteriores al espacio (12).

2.2. Smear layer

A través de los años se ha reconocido que la instrumentación del conducto radicular produce una capa de smear layer que cubre las superficies de las paredes del conducto radicular preparado. Esta capa contiene las sustancias inorgánicas y orgánicas tales como fragmentos de procesos odontoblasticos y residuos necróticos. La capa de barrillo dentinario consta de 2 capas una capa superficial adherida a la pared del conducto que mide aproximadamente 1 a 2 μm de espesor y una capa más profunda que penetra a los túbulos dentinarios a una profundidad de hasta 40 μm . Sus componentes pueden ser impulsados dentro de los túbulos dentinarios a distancias variables (13).

Este barrillo dentinario es el resultado del movimiento de limado y de rotación de los instrumentos utilizados. Por lo cual realizar un adecuado tratamiento endodóntico y una preparación radicular, con los procedimientos de limpieza apropiados y una buena restauración protésica nos puede llevar a una buena adhesión al poste radicular, estabilidad de la retención y por ende la conservación del órgano dental (14).

2.3. Poste intrarradicular de fibra de vidrio

Durante décadas se han utilizado y recomendado postes intrarradiculares ya que se han propuesto numerosas técnicas y materiales para la restauración de dientes tratados endodónticamente (15).

A partir del tratamiento endodóntico eficaz y un buen sellado apical son considerados aspectos fundamentales para permitir la colocación de postes intra conducto. A pesar de ello, el colocarlos no fortalece ni refuerza el diente; ya que estas propiedades están dadas dependiendo de la estructura dental residual y del hueso alveolar circundante, es fundamental que el poste deba acompañar en forma solidaria la flexión de los tejidos dentarios frente a las cargas oclusales de la masticación; tomando en cuenta que no deberían colocarse inapropiadamente, sino solo en casos que sea requerido como; dientes que hayan sido tratados endodónticamente y que presente una pérdida considerable de tejido remanente coronario (16,17,18).

2.3.1. Poste de fibra de vidrio

Son fabricados aproximadamente 42% de fibras de vidrio longitudinales que están envueltas en una matriz de resina epódica (29%) y partículas inorgánicas 29%, y es colocado dentro del conducto radicular para restaurar dientes con tratamiento de endodoncia y que estos tengan poca estructura coronal. Se han asociado a la dentina ya que posee propiedades de elasticidad muy similares y esto ayuda a la disminución de fracturas radiculares (19,20).

Al utilizar estos postes resaltan algunas ventajas como por ejemplo: el uso sencillo ya que pueden ser colocados en una sola cita, no son corrosivos y las fuerzas se

distribuyen uniformemente a lo largo del poste, entre sus desventajas es posible que no se adapte de manera exacta a la forma del conducto radicular, por consiguiente es necesario complementar o anatomizar con postes accesorios o con resina al momento de la cementación y como consecuencia provocar una capa muy gruesa de cemento y producir estrés (21,22).

2.4. Adhesión

En los últimos años se han venido desarrollando diferentes aspectos en odontología uno de estos ha sido la aparición de la adhesión dental de materiales a las estructuras dentales. Su aparición ha provocado un cambio favorable desde el punto de vista conservador, es por esto que los métodos tradicionales de retención han sido sustituidos por procedimientos adhesivos dando como resulta la conservación y preservación de la estructura dentaria (23).

Los mecanismos de adhesión a esmalte, son establecidos en un procedimiento seguro y efectivo por ser éste un tejido cristalino, homogéneo, micro-poroso y por su alto contenido mineral. Pero el mayor desafío de la Odontología Adhesiva Restauradora, es la adhesión a la dentina ya que es poco predecible dependiendo de los tipos de sustratos dentinarios (24).

Al referirnos a diferentes tipos de sustratos dentinarios, es posible encontrar, dentro de las situaciones clínicas: dentina sana, cariada y de baja permeabilidad (esclerótica) (25).

Hoy en día la adhesión a los diferentes sustratos se ha convertido insustituible en la odontología contemporánea. A través de investigaciones de los sistemas adhesivos a

sustratos dentarios y no dentarios han ido evolucionando en sus componentes y diferentes fórmulas haciéndolos más eficientes y confiables para establecer tratamientos con unión mecánica al esmalte y dentina (24).

La palabra adhesión es derivada del latín *adhaerere*, la cual es un compuesto de *ad*, y *haerere*, o pegarse. La adhesión se usa cotidianamente para referirse al hecho de unir o pegar dos superficies mediante algún elemento adhesivo (26).

La Sociedad Americana de Materiales define la adhesión desde dos puntos de vista, como fenómeno y como material. Como fenómeno, se trata del estado en que dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, como material, se define como una sustancia capaz de mantener materiales juntos mediante la unión superficial (27).

Distintas teorías han sido planteadas para explicar el fenómeno de la adhesión y según Allen éstas podrían tener resultados eficientes (17).

- Teorías mecánicas: establecen que el adhesivo solidificado traba micromecánicamente con la rugosidad y las irregularidades de la superficie adherente (28)
- Teorías de absorción: estas engloban toda clase de uniones químicas entre el adhesivo y el adherente, incluyendo fuerzas de valencia primaria (iónicas y covalentes) y secundarias (hidrogeno, interacción bipolar y dispersión de London). Estas últimas fuerzas de dispersión London casi siempre están presentes universalmente, requerido a que ellas se originan y solamente dependen de la presencia de núcleos y electrones. Las demás uniones necesitan grupos químicos apropiados para interactuar (28).

- Teoría de difusión: establece que la adhesión es el resultado de la unión entre moléculas móviles. Los polímeros de cada lado de una interfase pueden atravesar y reaccionar con las moléculas del otro lado. Eventualmente, la interfase desaparecerá y las dos partes se volverán una sola (28).
- Teorías electrostáticas: establece la formación de una doble capa eléctrica en la interfase entre un metal y un polímero (28).

En el campo odontológico adhesión se puede diferenciar en dos tipos; química y mecánica:

-Adhesión química: es la reacción que se produce cuando dos superficies entran en contacto generando así uniones específicas. La unión química primaria es a nivel atómico y la secundaria a nivel molecular. Este tipo de unión se produce en superficies planas y químicamente dispares (29).

-Adhesión mecánica: unión entre dos superficies dispares por medio de un acoplamiento entre las partes a unirse, las que se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas o en las irregularidades que presenta la superficie de la otra. Esto significa la función de la morfología de ambas, esta traba puede ser macroscópica o microscópica (29).

Cualquiera que sea el tipo de adhesión, el adhesivo debe ser capaz de humedecer la superficie a adherir para que se obtenga un contacto profundo entre el adhesivo y el adherente. Este contacto se dará si y sólo si el adhesivo presenta una tensión superficial menor que la energía superficial del adherente (30).

Gladwin y Bagby aseguran que adhesión en odontología no es clara, ya que todos los materiales dentales deben funcionar con humedad en condiciones ambientales hostiles por un largo periodo de tiempo para ser útiles sin implicar los diferentes sustratos (31).

2.5. Factores de la adhesión

Cuando se juntan dos sustancias y se mezclan, las moléculas de una se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra, a esta fuerza se le conoce como adhesión cuando se atraen moléculas de diferente naturaleza es conocida como cohesión (32). Al material que se ha colocado en capa fina se le denomina adhesivo y sirve para adherir el material restaurador al diente, tanto a esmalte como a dentina (33). Por lo tanto, adhesión es el proceso de unión superficial que se basa en un contacto de dos materiales de diferente naturaleza, así como su humectación y esto solo ocurrirá si su tensión superficial es menor que la energía superficial libre del adherente (29).

2.5.1. Energía superficial

El campo eléctrico que se manifiesta por cohesión de moléculas superficiales es lo que se conoce como energía superficial la cual es capaz de atraer las moléculas libres del medio que tenga una carga eléctrica distinta (34). La condición esencial para una buena humectación es la denominada tensión superficial (también denominada a menudo energía superficial) el adhesivo sea menor o cuando menos igual a la de la superficie a humectar. De ahí que sea más fácil adherir sólidos con energías superficiales elevadas o medias, como metales, cerámica, vidrio o madera, que resinas cuyas energías superficiales a menudo son incluso menores que las de los adhesivos (35).

Todos los átomos que constituyen un cuerpo están atraídos, la compensación de fuerzas hace que el interior de la masa este en equilibrio y los átomos que quedan en la superficie quedan con fuerzas sin compensar, manteniendo una energía no contrarrestada en la superficie (36).

En la adhesión se requiere de una superficie con alta energía superficial lo cual se da en un esmalte limpio no fluorizado y no contaminado con un sustrato absorbido (34).

2.5.2. Tensión superficial

Es la atracción que ejercen las moléculas internas de un líquido sobre las que se encuentran en su superficie (32).

Las fuerzas cohesivas entre las moléculas de un líquido, son las responsables del fenómeno conocido como tensión superficial. Las moléculas de la superficie no tienen otras iguales sobre todos sus lados, y por lo tanto se cohesionan más fuertemente, con aquellas asociadas directamente en la superficie, esto forma una película de superficie, que hace más difícil mover un objeto a través de la superficie, que cuando está completamente sumergido (37).

2.5.3. Humectabilidad adhesiva

La humectabilidad es la capacidad de un líquido para mojar a un sólido. De modo fundamental requiere de la energía superficial de cada uno de los sustratos puesto que la tensión superficial tiende a mantener el líquido en forma de gota y la energía superficial del sólido tiende a que se extienda, por consiguiente, a mayor humectación, mayor capacidad de que el líquido se disperse por la superficie del sólido (37).

Para que los adhesivos alcancen una buena adhesión, deben poder entrar en estrecho contacto con las superficies a adherir. Una medida de la humectabilidad de una superficie por un líquido o adhesivo es el denominado ángulo marginal o de contacto, el cual se forma entre ambas superficies cuanto menor sea el ángulo de contacto, es menos pronunciada la forma de gota, con mejor humectación del adhesivo a la superficie del sustrato. La humectación es óptima si el ángulo de contacto es de 0° ; en este caso, el adhesivo forma una capa uniforme casi monomolecular sobre la superficie del sustrato (35). Cuando el ángulo de contacto es de 0° se produce la humectación total y si se produce ángulo de 180° no se logra una humectabilidad (38).

Es por esto que se considera que a menor sea el ángulo de contacto entre el adhesivo y el adherente, será más la capacidad del adhesivo para fluir, cubriendo así las irregularidades de la superficie del adherente. Estas superficies presentan irregularidad de la superficie y son factor de impedimento para la unión adhesiva y el llenado de estas mismas dependerá de la fluidez del adhesivo. Al expandir el adhesivo se crean espacios de aire que impiden la humectación completa de toda la superficie y por ende esas zonas son propensas a resistir menos las fuerzas (32).

2.5.4. Capilaridad

Es un fenómeno a través del cual los líquidos tienen la capacidad de subir o bajar por un tubo capilar este fenómeno depende de la tensión superficial del líquido, lo que hace que se enfrente a su resistencia a fin de incrementar su superficie. Así mismo, la tensión superficial también depende de la fuerza intermolecular del líquido que va a permitir que éste suba o baje del tubo capilar. Esto causa que el menisco tenga una forma cóncava cuando el líquido está en contacto con una superficie vertical, éste en el mismo efecto que causa que los materiales porosos absorban líquidos (39).

En el caso de los adhesivos y la penetración del líquido en el sustrato sólido, actuara el proceso de capilaridad, ocurriendo la elevación o penetración del líquido al suponer que existe una película muy delgada de líquido adsorbida sobre las paredes del capilar. Dando como resultado una interrelación de fuerzas adhesivas y cohesivas, que está atenuado a la tensión superficial, puesto que se presenta en la línea de separación que existe entre el líquido con un sólido (aquí el tubo capilar podría ser una fisura del esmalte, un túbulo dentinario, una interfaz entre el diente y la restauración) con aire de intermedio. Es aquí cuando el líquido que está en el interior tubular subirá hasta alcanzar un equilibrio (40).

Estos factores son determinantes ya que su importancia es muy relevante en el área de adhesión dental, ya que estas características en las sustancias tienen sus propias peculiaridades:

- El esmalte en materia inorgánica es muy alto y contiene escasa agua. Dando como resultado, alta energía superficial, y aplicándole ácido crea microporosidades actuando como capilares (41).

- En el contenido de la dentina es mucho más alto en material orgánico, así como de agua, dándole una baja energía de superficie, es de naturaleza hidrofílica, teniendo gran cantidad de túbulos que actuaran como capilares, en cambio en su interior cuenta con fluido dentinario con determinada presión y esto puede influir a la penetración en su interior. Varias investigaciones sustentan que la dentina como sustrato para la adhesión no es tan favorable como el esmalte (41).

2.6. Sustrato adherente

La adhesión efectiva al esmalte se ha logrado con relativa facilidad y ha demostrado repetidamente ser un procedimiento clínico duradero y confiable en aplicaciones de rutina. Durante muchos años, los procedimientos de adhesión a la dentina utilizaron un enfoque distinto al de adhesión a esmalte, debido al peligro de grabar las superficies de dentina adyacentes a la pulpa y la mala capacidad de adherencia de estas superficies (42,45). La adhesión de esmalte se realiza mediante una traba mecánica entre adhesivo y estructura dental (Macrotags o resin tags), en cambio en la dentina se da por la hibridación (43,44).

2.6.1. Dentina

La dentina es el tejido que se encuentra debajo del esmalte y rodea la cámara pulpar y conductos radiculares. La microestructura de la dentina consta de túbulos dentinarios que irradian hacia afuera a través de la dentina desde la pulpa al borde exterior de cemento o esmalte. Dentina peritubular y la dentina intertubular contiene ricas fibras de colágeno. Los túbulos se envuelven con dentina peritubular, el tamaño, la cantidad y el grosor de la pared de los túbulos dentinarios varía de afuera hacia adentro (46,47,48). Esta ocupa el mayor volumen en el órgano dental, de crecimiento aposicional, y de menor espesor en dientes “jóvenes”. Está compuesta por matriz inorgánica 70 % (cristales de hidroxiapatita) en matriz orgánica 18% (colágeno, principalmente el tipo I (90%), y de agua 12% (49).

Desde el punto de vista este sustrato se divide en dentina superficial y profunda, donde la primera se encuentra más cerca al límite amelodentinario y en proporción cuenta

con menor cantidad de agua, menor cadencia de túbulos y un porcentaje mayor en colágeno, en comparación con la dentina profunda, la cual contiene mayor contenido de agua, de túbulos, pero con una menor capacidad de colágeno (48).

Partiendo del estudio y del conocimiento de la configuración dentaria, se determina que las manifestaciones adhesivas se producirán de manera apta en la dentina superficial y media, ya que en la dentina profunda el aumento del agua incrementa y las fibras colágenas disminuye (tipo I, IV, V) lo cual es desfavorable para desarrollar una adhesión positiva, ya que al momento de la previa desmineralización la unión micromecánica se origina a través de la red colágena (50).

2.6.2. Dentina intra radicular

La adhesión a la dentina intraconducto sigue siendo hoy en día objetivo impredecible debido a varios factores clínicos que influyen en el procedimiento. En particular, se pueden encontrar varias diferencias entre la unión a corona y a la dentina intrarradicular debido al acceso relativamente limitado al espacio del poste, poniendo finalmente en peligro la adherencia (51).

De manera similar a la dentina coronal, la dentina intrarradicular es un tejido no homogéneo caracterizado por la presencia de túbulos que se extienden hacia afuera desde la pulpa a la cavidad del diente (52).

La mayoría de los estudios informan que la fuerza de unión a la dentina intrarradicular disminuye desde el tercio coronal hasta apical del conducto radicular y se ha demostrado que el espesor de la capa híbrida se reduce significativamente en el tercio apical. El adelgazamiento de la capa híbrida observado por algunos autores hacia el

ápice es considerado el responsable de la fuerza de unión más baja esto respecto a la reducción de impregnación del sistema adhesivo (53).

Sin embargo, para una adhesión perdurable a la dentina intrarradicular, se deben tener en cuenta otros aspectos antes de determinar el protocolo adhesivo (48).

2.6.3. Capa híbrida

En el año de 1980 Nobuo Nakabayashi descubrió mediante observación una capa de 3 a 6 um después de aplicar un adhesivo a la superficie dentinaria acondicionada en una solución de ácido cítrico y cloruro férrico y la llamo capa híbrida ya que este consta de colágeno y resina. posteriormente se abordó la teoría hibridación dentinaria que afirma, la adhesión a dentina por polímeros se da mediante una retención mecánica de la resina en las fibras de colágena de la dentina desmineralizada (54).

La formación de una capa híbrida consta que está sea, perdurable, insoluble y resistente a los ácidos, es sumamente importante cuando se trata de adhesión, ya que conseguir la formación es fundamental para el proceso de adhesión a la estructura del diente. Al conseguir esta capa híbrida se ha argumentado, ser una vía idónea para sellar la interfase y eliminar la microfiltración oponiendo los efectos de las fuerzas generadas durante la contracción de polimerización (55).

2.6.4. Formación de la capa híbrida

Durante el proceso de adhesión la formación de la capa híbrida constituye una de las variables más influyentes en la longevidad. La formación de la capa híbrida toma lugar mediante la penetración de monómeros de adhesivo a través de los nanoespacios que quedan entre las fibras de colágeno desnaturalizadas y expuestas por el efecto de los

agentes grabadores que al polimerizar quedan inmersos entre las fibras. Por lo tanto, la fuerza de adhesión entre un agente cementante y el sustrato dentinario va a depender sustancialmente de la calidad de la capa híbrida representada en su composición y espesor (56).

Es en sí, una capa de intermezclado de la resina adhesiva con los componentes de la dentina previamente acondicionada. Una interacción o mejor llamada interpenetración de los polímeros con la dentina, en la que sobresalen la característica de presentar una gran resistencia a los agentes ácidos. El proceso de unión de la dentina con resina, crea esta capa de transformación, que no es ni resina, ni estructura dental, sino una mezcla de ambos, dando como resultado la creación de un híbrido (55).

El doctor Carlos Carrillo S, en su revisión menciona algunos acontecimientos para la formación de la capa híbrida:

- La capa de detritus dentinaria, se remueve por medio de la aplicación de ácidos o agentes quelantes del calcio que descalcifican la capa superficial de dentina a cierta profundidad (55).
- La descalcificación de la dentina intertubular expone un residuo proteínico de fibras de colágeno. La matriz de colágena se encuentra normalmente sostenida por fracciones inorgánicas que una vez que se descalcifican pueden causar el detenimiento de las fibras de colágeno (55).
- La efectiva aplicación de primers que contienen monómeros hidrofílicos, estos pueden alterar o modificar las fibras de colágena en posición, así como su elasticidad y humectabilidad de una manera que favorezca una mejor penetración de las resinas adhesivas (55).

- La aplicación de monómeros, ensancha los espacios interfibrilares de la colágena, levantando la maraña de las fibras de colágena para mantener y sostener su nivel original (55).
- Los monómeros hidrofílicos actúan como receptores para la copolimerización de la resina adhesiva que será aplicada posteriormente y que resulta en una interacción entre la colágena de la dentina y el material de resina adhesivo o material restaurador, formando la capa híbrida (zona de interdifusión resina dentina) (55).

Para lograr establecer con éxito la formación de la capa híbrida se debe considerar:

Las fibras de colágena sobre las que se va a formar la capa híbrida, se encuentran ligeramente compactadas y en ocasiones muy sueltas y sin soporte. Por eso, es muy importante efectuar la aplicación de monómeros hidrofílicos posteriormente al acondicionamiento de la dentina y antes de la aplicación de la resina adhesiva (57).

Cuando no se aplica un primer, las fibras de colágena se presentan muy densas, que no puede ser fácilmente penetrado por la resina adhesiva. Las fibras de colágena, tienden a colapsarse cuando pierden su soporte inorgánico (57).

La explicación a este colapso de la colágena, se debe a que las fuerzas de la tensión superficial en la interfase aire-líquido expulsan una fuerza que produce que la matriz de colágena se aplane y con el propio peso se colapse. Cuando esta capa es cubierta por resina hidrofílica, ésta penetra y se coloca por debajo de la interfase aire líquido y le permite recobrar su espesor. Para evitar que la colágena se colapse, se debe mantener el sustrato dentinario húmedo. Abordándolo desde el punto clínico sería

difícil describirlo, o identificar qué grado de humedad es el conveniente después de lavar el ácido grabador y antes de recibir a la resina hidrofílica (57).

Un factor importante de considerar al utilizar adhesivos dentinarios y resinas al interior del conducto, es que deben polimerizar para formar la capa híbrida, los tags y unirse a la resina de cementación (58).

En un estudio de Bouillaguet et al del 2003, señalaron que la fuerza de contracción del medio de cementación intrarradicular excede a la fuerza de unión lograda entre la resina y la capa híbrida, causando la separación de éstas (59).

Pashley et al 1993, mencionan la formación de una zona de menor resistencia entre la capa híbrida y la resina de cementación, la cual se formaría por la presencia de colágeno desnaturalizado, posterior al grabado ácido (58).

Las dificultades para formar estructuras compatibles con adhesión (capa híbrida, tags de resina) dentro del conducto, le otorgan relevancia a las precauciones que se deben tener al momento de cementar un poste intrarradicular mediante sistemas adhesivos y a las limitaciones inherentes a este procedimiento (59).

2.7. Influencia de los irrigantes en la adhesión a la dentina

El papel del irrigante es importante, ya que es fundamental en la preparación de la superficie de la dentina. La eliminación de la capa de frotis en endodoncia se considera ventajosa y altamente deseable (60)

Al momento de realizar la irrigación tanto la dentina radicular como coronal son expuestas a las diferentes soluciones que se utilizan para desinfectar el espacio posterior a una endodoncia, pudiendo ocasionar alteraciones en la superficie de la dentina, pudiendo afectar así la interacción con los materiales adhesivos que son utilizados para la obturación del conducto radicular o para la restauración posterior (61).

El efecto que ocasionan algunos agentes químicos sobre la dentina, como EDTA y NaOCl, han sido enormemente investigado. La adhesión a la dentina interradicular puede contribuir favorablemente con un 10% de ácido ascórbico y un 10% de ascorbato de sodio después de utilizar irrigación con NaOCl, ya que se ha demostrado que agregar este paso adicional restablece íntegramente la adhesión comprometida obtenida en dentina tratada con NaOCl al 5%. Por lo tanto, sugiere que el ascorbato actúa como un agente reductor (61).

Se ha comprobado que el hipoclorito de sodio, peróxido de hidrógeno, EDTA disminuyó el valor de microdureza de la dentina radicular, esta misma después de la irrigación tiene efectos directos de las soluciones químicas sobre los componentes que contiene la estructura de la dentina, por esto mismo se ha propuesto gluconato de clorhexidina al 0,2% como solución de irrigación para proporcionar obturación óptima debido a su efecto que se menciona es inofensivo sobre la microdureza y rugosidad de la dentina del conducto radicular (62,63). La incorporación de clorhexidina en el imprimador (primer) de algunos adhesivos autograbadores de dos pasos, durante el protocolo de adhesión permite inhibir la acción de las metaloproteinasas hasta cierto punto y no tiene efectos adversos en la resistencia de unión inmediata al sustrato dentinal (54).

2.8. Rol de las MMPs en la adhesión a la dentina

Las MMPs también contribuyen a la organización y mineralización de la matriz de dentina (66). a lo largo de los estudios se ha demostrado he identificado varias MMPs en dentina mineralizada, en un inactivo estado: colagenasa MMPs-8. MMPs-2 y MMPs-9 gelatinasas y enamelisina MMPs-20 (67,68,69). manifestando así que las proteasas endógenas de la matriz orgánica de la dentina pueden degradar las fibras de colágenas expuestas conjuntamente. Se considera a las MMPs como causantes de dicha degradación, debido a que la dentina contiene MMPs-8, MMPs-2, MMPs-9, MMPs-3, MMPs-20 (estas son cubiertas por nanocristales de apatita durante la mineralización dentinaria, quedando inmóviles e inactivas) (70).

La dentina sufre transformaciones dadas por el envejecimiento fisiológico y procesos patológicos produciendo así diversas formas de dentina, por consecuencia afectando su biomecánica y bioquímica (71).

Aun las funciones fisiológicas de las MMPs en dentina no se interpretan bien, se han mostrado su aparición en dentina peritubular, dentina terciaria y en la liberación de factores de crecimiento dentinarios (72,73,74).

Las propiedades mecánicas de la dentina (tales como, resistencia a la flexión y resistencia a la fatiga) se reducen considerablemente con la edad (63). En tal sentido los cambios en la matriz de colágeno intertubular se han sugerido para auxiliar a estas respuestas estructurales (75).

2.8.1. Principales MMPs en dentina

Así mismo, las MMPs dependen de la clasificación y función que ejercen dentro de los tejidos, se encontró que las Colagenasas que se mencionaron anteriormente dentro de la dentina están conformadas por, MMPs-8 siendo comprendida principalmente por neutrófilos, que exhibe propiedades antitumorales y anti invasivas por su papel en la regulación de los receptores hormonales. La gelatinasa A (MMPs-2) y B (MMPs-9) son dos integrantes que han demostrado, destruir el colágeno tipo IV de la membrana basal (76, 77).

MMPs-2, de un peso molecular de 72kDa, también digiere colágenos I, II y III y es expresada en condiciones normales por las células del estroma de la mayoría de los tejidos (macrófagos, mastocitos, fibroblastos, células dendríticas, endoteliales, hematopoyéticas). Donde se encuentra que TIMP-1 inhibe potencialmente la actividad de la mayoría de las MMPs, una de ella es MMPs-2, siendo sintetizado por neutrófilos, linfocitos, mastocitos, de igual manera TIMP-3 inhibe la actividad de esta última siendo sintetizadas en conjunto por los macrófagos tisulares y los fibroblastos (78).

La MMPs-9, es de 92kDa, está casi ausente en tejidos normales y se encuentra secretada por células dendríticas, hematopoyéticas, neutrófilos, macrófagos, mastocitos, fibroblastos y linfocitos (79). Además, está involucrada en la reabsorción ósea y degradación de la membrana basal del epitelio limitado del esmalte a lo largo del desarrollo dentario, incluyendo la MEC, asociado con la erupción dental (80). Varias investigaciones revelan que MMPs-9 se une a la amelogenina donde se coexpresan en ameloblastos en el desarrollo del germen dental. Su distribución espacial fue localizada en pre ameloblastos, ameloblasto secretor, matriz del esmalte y odontoblastos (81).

MMPs-20 o enamelisina, orienta a los miembros de la familia de las amelogeninas, proteínas de la matriz extracelular. MMPs-3-9 rompen el dominio extracelular de E-caderina, promoviendo el movimiento celular, invasión, y proliferación. MMPs2, MMPs3, y MMPs9 y MMPs8 (82) a su vez pueden romper varios componentes del complejo tisular favoreciendo estos procesos (83).

2.8.2. Inhibidores de MMPs para incremento de la adhesión

Para aumentar y mejorar la estabilidad de la interface adhesiva, generando una capa híbrida compacta y homogénea se han desarrollado mecanismos para el control de las MMPs dentinales (84). La acción de las MMPs en matrices de dentina se puede sintetizar por medio de inhibidores endógenos y exógenos. En el cual los inhibidores endógenos se generan a partir de diferentes células, mientras tanto los inhibidores exógenos se sintetizan como agentes terapéuticos (85). estos enlaces pueden ser decisivos para aumentar la longevidad de restauraciones adhesivas (86).

Gran parte de estos inhibidores quelan el calcio o sustituyen los iones de zinc en el sitio activo, interaccionando con el fragmento propéptido de MMPs, mientras que otros pueden impedir el acceso a MMPs e inhibir actividad al recubrir el sustrato (85).

Actualmente se han probado varios inhibidores experimentales en dentina, con el fin de disminuir la degradación mediada por enzimas, mejorando así la estabilidad de la capa híbrida a lo largo del tiempo (87). mostrando una mayor fuerza de enlace y una interfaz de degradación conforme pasa el tiempo si se utilizan inhibidores de MMPs durante el procedimiento de unión (88). Algunos de estos inhibidores utilizados y reportados hoy en día muestran efectos positivos sobre la unión estabilidad de fuerza son, CHX, (89) tetraciclina, galardina, cloruro de benzalconio y metacrilatos de amonio cuaternario (90).

2.9. Sistemas adhesivos

La odontología Adhesiva inicia, en el año de 1955 con Michael Buonocore que fue el primero en describir el efecto sobre el esmalte de la aplicación de una solución ácida, que después se lavaba y secaba y con la que se obtenía un patrón de grabado con ácido de la superficie adamantina (64).

Aunque han ido teniendo una importante evolución que ha sido impulsada por un gran número de científicos que se han dedicado al análisis de todos los procesos de adhesión (33).

2.10. Clasificación de los sistemas adhesivos

Los nuevos adhesivos siguen siendo los mismos que perseguía Buonocore en los años cincuenta resumiéndose básicamente en dos (33):

- 1.- Conseguir una unión suficientemente resistente y duradera del material restaurador al diente (33).
- 2.- Conseguir una interfase diente restauración cerrada con un sellado correcto de esta interface (33).

En cuanto a la clasificación de los adhesivos tenemos que decir que existen infinitas:

Unas en función de si los adhesivos eliminan o modifican el barrillo dentinario.

- Por su agente grabador los clasifican en:

- a. Grabado y enjuague (etch and rinse)
- b. Autograbantes (self etch)

- También se clasifican según el sistema de activadores que tienen en:

a. Fotopolimerizables.

b. Auto o quimiopolimerizables.

C. Duales

2.10.1. Generaciones de los sistemas adhesivos

Quizá la que nos permite entender mejor la infinidad de presentaciones comerciales en que se nos presentan, los adhesivos y más fácil es nombrarlos por generaciones: Según su evolución histórica se han clasificado en adhesivos de la, 1ra, 2da, 3ra, 4ta, 5ta, 6ta, 7ma y 8va generación (33).

2.10.2. 1era, 2da y 3era generación de los adhesivos

Primera generación: inicio a finales de los años setenta no tuvo un gran auge. se basó en el uso de dimetacrilatos de ácido glicerofosfórico, para mejorar la unión de la resina al esmalte, más tarde evolucionaría a la molécula bifuncional N-fenilglicil y glicidil metacrilato (NPG-GMA) (54). Aunque su fuerza de adhesión era alta, con la dentina era lamentablemente débil, llegaba a no más alta de 2 MPa. Se lograba adhesión por medio de la quelación del agente adhesivo al componente de calcio de la dentina; aunque la penetración tubular ocurría, contribuía poco en la retención de la restauración (91).

Segunda generación: En los años ochenta fue desarrollada una segunda generación distinta de adhesivos. A la cual se le incorporan ésteres halofosforados, bisfenol al glicidil metacrilato (bis-GMA) o al hidroxietil metacrilato (HEMA), basando su acción en la unión iónica al calcio por los grupos clorofosfatos (81). Se quiso usar el smear layer como un sustrato adhesivo. Esta capa era adherida a la dentina subyacente con nivel muy mínimo de 2-3 MPa. Con una capacidad de adhesión a la dentina demasiado débil (2-8 MPa) Dado que la estabilidad a largo plazo de esta generación fue problemática (92).

Sin duda, el mayor paso para lograr avanzar en los sistemas adhesivos se produjo con la introducción de la tercera generación ya que era la primera en presentar la eliminación de la capa de frotis y permitir que los monómeros penetren en el subsuelo de la dentina, las fuerzas de unión no aumentaron, pero fueron más estables. La adhesión a la dentina ahora se acerca a la de la unión del esmalte (93).

Tercera generación: A finales de los años ochenta se introdujeron los sistemas de dos componentes: primer/adhesivo. El imprimador (primer) con moléculas de monómeros bifuncionales con un extremo hidrofílico y otro extremo hidrófobo (extremo carboxilo), que tienen la capacidad de transportar una molécula hidrófoba como son los monómeros adhesivos a un tejido con humedad relativa como la dentina, al cual tiene la capacidad de unirse por su extremo hidroxilo a los monómeros hidrófobos del adhesivo por su extremo carboxilo (54). Tuvo un aumento mayor en la fuerza de adhesión a la dentina (8-15 MPa). Los adhesivos de la tercera generación fueron la primera generación que se adhirieron no sólo a la estructura dental, sino que también lo hicieron a los metales y a las cerámicas dentales. El inconveniente con este tipo de adhesión era su longevidad ya que algunos estudios evidenciaron la retención adhesiva de estos materiales empezaba a disminuir después de 3 años de estar en boca (94). Clínicamente estos adhesivos mejoran la retención y la integración marginal, en comparación con la generación pasada, aunque sus resultados clínicos

no eran óptimos, pero en comparación a las generaciones pasadas, estos disminuyeron la infiltración marginal pero no la eliminaron. A consecuencia de estos resultados, se dedicó a formar con las nuevas generaciones crear una interface híbrida (95).

2.10.3. 4ta y 5ta generación de los sistemas adhesivos (etch and rinse)

Cuarta generación: A partir de la 4a generación en adelante son los primeros adhesivos que comienzan a estar diseñados para actuar formando capa híbrida, es decir los primeros diseñados para técnicas adhesivas modernas (33).

A principios de los años noventa, estos adhesivos revolucionaron la odontología, ya que presentaban gran fuerza de adhesión a la dentina que iban desde (17-31 MPa) ayudando muchísimo a la disminución de la sensibilidad postoperatoria en las restauraciones posteriores (96).

Esta generación se caracteriza por el proceso de hibridación en la interface de dentina y resina. La hibridación es el remplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie de la dentina por resina. Esta resina combinada con las fibras de colágeno restantes constituye la capa híbrida. La hibridación incluye a ambos: los túbulos dentinales y la dentina intratubular mejorando así la fuerza de adhesión a la dentina (97).

El grabado total y la adhesión de la dentina húmeda son conceptos que fueron creados por Fusayama y Nakabayashi en Japón en los ochenta, asimismo, presentados en Norte América y popularizados por Betollotti, son distintivos innovadores de los adhesivos de cuarta generación (98). Algunas de las ventajas incorporadas con el

grabado total mediante ácido fosfórico fueron: incrementar el área de contacto superficial, aumentar la energía superficial para mejorar la humectabilidad sobre la superficie del adherente, facilitar la formación de las interdigitaciones de resina (resin tags) y aumentar la retención micromecánica, logrando valores de resistencia de unión (65).

La presentación de esta generación se presenta normalmente en 3 botes, en el primero (grabador) se encuentra el ácido fuerte (ortofosfórico al 37%), en el segundo bote (primer o acondicionador) se encuentran las resinas hidrofílicas y el fotoactivador. La función de este es impregnar adecuadamente la dentina. En el tercer bote (bonding o adhesivo) tendremos las resinas hidrofóbicas y los fotoactivadores (33).

Quinta generación: Permitió simplificar el procedimiento clínico de aplicación del sistema adhesivo, reduciendo relativamente el tiempo de trabajo, sin embargo, al igual que en la cuarta generación se debía evitar el colapso de la red de fibras colágenas durante el proceso de grabado total (98).

Estos adhesivos se adhieren bien al esmalte, a la dentina, a la cerámica y al metal, siendo su cualidad más importante que se caractericen por un solo componente: una sola botella, por lo que no hay que hacer mezcla, lo que reduce las posibilidades de error. La fuerza de adhesión a la dentina se encuentra en el rango de 20-25+ MPa, siendo así apto para todos los procedimientos dentales (excepto en la combinación con cementos resinosos y composites que sean autocurables) (96).

Esta generación inicia el “sistema de un frasco”, combinando el imprimador y el adhesivo dentro de una solución aplicada después del grabado de esmalte y dentina con ácido fosfórico al 35-37% por 15 a 20 s, permitiendo la formación de las interdigitaciones de resina (resin tags y lateral branches) y de la capa híbrida, creando una retención micromecánica de la resina al sustrato desmineralizado, 16-19 lo cual

demostró valores de resistencia de unión tanto a esmalte como a dentina de aproximadamente 29 MPa (65).

Estos adhesivos han dado en llamarse monocomponentes y son los más usados en la actualidad. Si bien su capacidad adhesiva es algo peor que los de la generación anterior, esta sigue siendo buena (33).

La mayoría de estos sistemas adhesivos utilizaban el grabado o acondicionamiento simultáneo de la dentina y esmalte (grabado total) y el sistema de una botella (one bottle) que contiene el imprimador y la resina adhesiva juntos y se aplica luego del grabado en un solo paso. Varios sistemas anexaron pequeñas cantidades de partículas de relleno, dando así más consistencia a la resina adhesiva (99). La capacidad de penetración y de encapsulamiento, basado en la impregnación simultánea de ambos materiales, es el factor principal para el éxito de los adhesivos y su buen comportamiento ya que su principio de acción es la hibridación de la dentina y el uso de la humedad residual para el efecto de penetración de la resina en la dentina, pudiendo requerir múltiples aplicaciones para una adhesión exitosa (33).

2.10.4. 6ta y 7ma generación de los sistemas adhesivos (self etch)

Sexta generación: Los investigadores han procurado eliminar el paso de grabado y por eso estos adhesivos no requieren grabado, por lo menos en la superficie dentinal. Pero aun así no es aceptada universalmente, Interesantemente, la adhesión a la dentina es de (18-23 MPa) y se mantiene fuerte con el tiempo. generando retención micromecánica en los tejidos duros, permitiendo la unión directamente sobre el smear layer que cubre la dentina y están compuestos de mezclas acuosas de monómeros funcionales acídicos hidrofílicos, generalmente ésteres del ácido fosfórico, con un pH

de 1.5 a 2.5, un poco más alto que los geles del ácido fosfórico. Watanabe y Nakabayashi desarrollaron los imprimadores autograbadores a partir de soluciones de 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) al 30%, posteriormente se incorporó trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y metacriloxidecil dihidrogenion fosfato (MDP) (24,32). Las grandes ventajas de estos sistemas adhesivos autograbadores están en la simplificación del proceso adhesivo, tiempos de trabajo y disminución de la sensibilidad posoperatoria (96,99).

Séptima generación: Son adhesivos autograbadores de un frasco y un solo paso “All in one”, en los cuales la técnica ha sido simplificada al máximo permitiendo mantener en una solución los componentes de monómeros acídicos hidrofílicos, solventes orgánicos y agua, indispensables para la activación del proceso de desmineralización de la dentina y el funcionamiento del sistema. Ya que se reportan valores de resistencia de unión de aproximadamente 20 MPa. Este sistema tampoco es compatible con los cementos de resina de autocurado. ponen en duda la efectividad clínica de los sistemas adhesivos de séptima generación, debido a su inestabilidad en el tiempo (65).

2.10.5. 8va generación de adhesivos (universales)

Basan su estrategia adhesiva en la unión en la mínima cantidad de pasos a diferentes sustratos, tanto dentarios como no dentarios. Para lograr dicho cometido incluyen en su fórmula química ácido polialquénico, vinyl silano y monómeros acídicos bifuncionales (ésteres fosfatados principalmente), todo en presentación de una sola botella. Estos adhesivos universales pueden ser clasificados como de 5ª generación (etch and rinse - one bottle) y de 7ª generación (self-etch - one bottle) (100).

3. JUSTIFICACIÓN

El objetivo de un diente tratado endodónticamente es recibir una restauración protésica, ya que esta brindará: funcionalidad y protección al órgano dentario y por ende dicha restauración será clave para mantener el éxito a largo plazo del tratamiento de conductos, evitando así la filtración de microorganismos seguido de una reinfección, asimismo obteniendo una protección al tejido dental para la prevención de una fractura.

Los postes de fibra de vidrio son considerados aptos para reconstrucciones cuando existe poco tejido dentario remanente, ya que su módulo de elasticidad es similar al de la dentina, para su colocación es necesario desobturar y acondicionar la dentina del conducto radicular, seguido de la aplicación del sistema adhesivo seleccionado.

La fijación del poste de fibra con técnicas adhesivas implica el uso de un sistema adhesivo de dentina para la hibridación del sustrato dentinario, existen diversas estrategias que se pueden utilizar: adhesivos de grabado y enjuague, que requieren grabado y enjuague previo con ácido fosfórico, adhesivos de autograbado y adhesivos universales. El mecanismo de unión a dentina es un proceso de intercambio que implica el reemplazo de minerales, eliminado del tejido duro por monómeros de resina. Al fraguar, estos monómeros se entrelazan micromecánicamente en las porosidades creadas.

Por lo tanto, con lo anterior mencionado consideramos importante conocer los diferentes tipos de sistemas adhesivos empleados en la colocación de un poste de fibra de vidrio, por consiguiente, es conveniente realizar una revisión bibliográfica exhaustiva de los diferentes estudios que se han publicado para evaluar los diferentes sistemas adhesivos que existen hoy en día, ya que se ha intentado mejorar,

modificando su composición con la finalidad de aumentar la fuerza de adhesión y su resistencia.

Los resultados de esta investigación permitirán a los futuros estudiantes de la Facultad de Odontología, alumnos de Posgrado de Endodoncia y Endodoncistas en general, que obtengan información y de esta manera decidir qué sistema de adhesivos es el adecuado para emplear en sus tratamientos.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo general

Realizar una revisión de la literatura sobre los diferentes sistemas adhesivos empleados en dentina radicular para la cementación de postes de fibra de vidrio.

4.2. Objetivos específicos

- Consultar las bases de datos científicas con diferentes palabras claves.
- Evaluar las publicaciones realizadas durante el periodo comprendido entre los años 2010 y 2020.
- Conocer el tipo de estudio y los diversos sistemas adhesivos que se están utilizando en la cementación de postes de fibra de vidrio.

5. MÉTODOS

5.1. Metodología

Se realizó una búsqueda exhaustiva bibliográfica en las bases de datos Pubmed, Science direct, Scielo y Conricyt, Scopus “Elsevier” utilizando las palabras clave “bonding dentin posts”, “fiber posts”, “adhesive systems”, “posts technique”, “intrarradicular bonding”, “adhesión to dentin”, “fiber posts”.

5.2. Lugar de realización

Este trabajo se realizó en el edificio de la Facultad de Odontología en la Unidad de Posgrado, Especialidad en Endodoncia de la Universidad Autónoma de Sinaloa.

5.3. Criterios de inclusión

Artículos que evaluaron diferentes generaciones de sistemas adhesivos en dentina radicular con unión a postes de fibra de vidrio durante el tratamiento de cementación de postes de fibra de vidrio.

6. RESULTADOS

Basado en nuestra estrategia de búsqueda, se encontraron 342 artículos, de los cuales 19 fueron incluidos en este estudio, tomando en cuenta como criterio de inclusión, aquellos artículos que evaluaron diferentes sistemas adhesivos en dentina radicular al momento de la colocación de un poste de fibra de vidrio, así como los componentes de cada adhesivo y generación correspondiente.

Tabla 1. Componentes y generación de cada adhesivo

SISTEMA ADHESIVO	TIPO DE MATERIAL (presentación)	GENERACIÓN	MANUFACTURA	COMPOSICIÓN
<i>All bond 2</i>	Grabado total- 3 pasos	4ta generación	Bisco, Schaumburg, Ill	Adhesivo Dual, con luz o químico, primer A&B funciona para la desensibilización. UNI-ETCH (H ₃ PO ₄ al 32 %). Tiene una imprimación de doble curado Y contiene el monómero hidrófilo exclusivo por BISCO (BPDM).
<i>I bond</i>	Autograbado- 1 paso prime/adhesivo	7ma generación	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany	Acetona; 2-propanona; propanona 60-100 %, peróxido de dibenzoilo; peróxido de benzoilo 1-5%.
<i>One step plus</i>	Grabado total – 1 paso	5ta generación	Bisco, Schaumburg, Ill.	OS/OS+ contienen un monómero, BPDM, disuelto en un disolvente de acetona, adhesivos universales, relleno en un 8,5% con un agente de relleno patentado
<i>Prime & Bond NT</i>	Grabado total – 1 paso	5ta generación	Dentsply Sirona Iberia, Suiza.	Acetona 50-100% , metacrilato 25-50%
<i>Futurabond DC</i>	Autograbado- 2 pasos	6ta generación	Voco, Germany.	Acidos organicos, Bis-GMA, HEMA, TMPTMA, canferoquinona, aminos (dabe), BHT, catalizadores, fluoruros y etanol.
<i>Futurabond U</i>	Autograbado, grabado selectivo o grabado total – 2 pasos	6ta generación	Voco, Germany.	Ácidos organicos, (di-) metacrilatos, aminos (DABE) y BHT.
<i>Clearfil DC Bond</i>	Autograbado- 2 paso	6ta generación	Kuraray, Noritake.	Fosfato biácido metacrililoóxidecilo 10, Diglicidilmetacrilato A bisfenol, Metacrilato de 2-

			hidroxietilo, Monómeros de amidas hidrófilas, Silicio coloidal, Agente de acoplamiento de silano, Fluoruro de sodio, Alcanforquinona dl, Etanol, Agua.
<i>Ambar APS</i>	Autograbado-2 pasos	6ta generación	FGM, España
			Activos: mdp (10-metacrililoixidecil dihidrogenofosfato), monómeros metacrilatos, fotoiniciadores, co-iniciadores y estabilizantes. , ingredientes inactivos: carga inerte (partículas de sílice) y vehículo (etanol)
<i>Adper Single Bond 2</i>	Grabado total- 1 paso	5ta generación	3M ESPE, Estadounidense
			BisGMA, HEMA, diemacrilatos, etanol, agua, un novedoso sistema fotoiniciador y un copolímero funcional de metacrilato de ácido poliacrílico y ácido politacónico
<i>XP Bond</i>	Grabado total- 1 pasos	5ta generación	Dentsply Sirona Iberia, Suiza.
			Dimetacrilato modificado con ácido carboxílico (resina TCB) Resina de acrilato modificada con ácido fosfórico (PENTA), Dimetacrilato de uretano (UDMA), Dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA), Bencenodiol butilado (estabiizador), Etil-4-dimetilaminobenzoato, Canforquinona, Sílice amorfa funcionalizada, t-butanol.
<i>Excite F</i>	Grabado total- 1 paso	5ta generación	Ivoclar Vivadent,
			Acrlato de ácido fosfónico, HEMA, dimetacrilato, dioxido de silicona altamente disperso, iniciadores, estabilizadores y

			fluoruro de potasio en una solución de alcohol.
<i>Excite DSC</i>	Grabado total- 1 paso	5ta generación	Ivoclar Vivadent
			Contiene HEMA, dimetacrilato, ácido fosfórico acrilato, dióxido de silicona altamente disperso, iniciadores, estabilizadores y fluoruro de potasio en una solución alcohólica. El aplicador ExciTE F DSC está recubierto con iniciadores.
<i>AdheSE</i>	Autograbado- 2 pasos	6ta generación	Ivoclar Vivadent
			Primer: dimetacrilato, acrilato ácido fosfórico, iniciadores y estabilizadores en solución acuosa Bond: HEMA, dimetacrilato, dióxido de silicio, iniciadores y estabilizadores
<i>Monobond S</i>	Grabado total- 1 pasos	5ta generación	Ivoclar Vivadent, Schaan / Liechtenstein.
<i>Adper Scotchbond Multi-Purpose Plus</i>	Grabado total- 3 pasos	4ta generación	3M ESPE, Estadounidense
			Solución alcohólica de metacrilato y silano. Agua, HEMA, Polímero de ácido 2-propenoico y ácido metilenbutanodioico, Bismetacrilato de (1-metiletiliden) bis 4,1- fenilenci (2-hidroxi-3,1-propanodilo), Trifenilestibina, Ácido fosfórico, Sílice amorfa sintética (libre de cristales), Polietilenglicol, NUC - Óxido de aluminio.
<i>Scotchbond</i>	Autograbado- 1 paso	7ma generación	3M ESPE, Estadounidense
			Monómero de fosfato MDP, resinas de dimetacrilato, HEMA, Copolímero Vitrebond, obturador, etanol, agua, iniciadores, silano.
<i>Xeno III</i>	Autograbado- 1 paso	7ma generación	Dentsply Sirona Iberia, Suiza.
			Líquido A. 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA), Agua purificada, Etanol, Hidroxitolueno butilado (BHT), Dióxido de silicio altamente disperso.

			Líquido B. Metacrilato modificado con ácido fosfórico (Pyro-EMA), Resina de metacrilato modificada con monofluorofosfaceno (PEM-F), Dimetacrilato de uretano (UDMA), Hidroxitolueno butilado (BHT), Alcanforquinona, Benzoato de etil-4 (dimetilamino)
<i>LuxaBond Universal</i>	Grabado total- Autograbado 2 botellas.	Universal	DMG,
<i>Clearfil S3 plus</i>	Grabado total- 1 pasos	5ta generación	Kuraray Noritake
			Fosfato biácido metacriloiloxidecilo 10 (MDP), diglicidilmetacrilato A bisfenol (Bis-GMA), hidroxietilmetacrilato 2 (HEMA), dimetacrilato alifático hidrófilo, metacrilato alifático hidrofóbico, silicio coloidal, fluoruro de sodio, alcanforquinona dl, aceleradores, iniciadores, etanol, agua.
<i>Single Bond Universal</i>	Grabado total- 1 pasos	5ta generación	3M ESPE, Estadounidense
			Monómero de fosfato MDP, resinas de dimetacrilato, HEMA, Copolímero Vitrebond, obturador, etanol, agua, iniciadores, silano.
<i>ED primer II</i>	Grabado total- 3 pasos	4ta generación	Kuraray Noritake
			Liquid A: Metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA), Fosfato biácido metacriloiloxidecilo 10 (MDP), Agua, N-Metacriloilo-5-ácido aminosalicílico (5-NMSA), Aceleradores. Liquid B: N-Metacriloilo-5-ácido aminosalicílico (5-

<i>Clearfil, Primer and Bond</i>	Autograbado-2 pasos	6ta generación	Kuraray Noritake	NMSA), Agua, Catalizadores, Aceleradores. PRIMER (primer autograbable): Fosfato biácido metacrilooxidecilo 10 (MDP), Bromuro metacrilooxidecilo piridinio 12 (MDPB), Hidroxietilmetacrilato 2 (HEMA), Dimetacrilato hidrófilo, Agua. BOND (Agente adhesivo de fluoruro): Fosfato biácido metacrilooxidecilo 10 (MDP), Diglicidilmetacrilato A bisfenol (Bis-GMA), Hidroxietilmetacrilato 2 (HEMA), Dimetacrilato hidrófilo, Alcanforquinona dl, N, dietanol N-toluidina-p, Dióxido de silicio coloidal silanado, Fluoruro de sodio para tratamiento de superficies
	Autograbado- 1 paso	7ma generación	3M ESPE, Estadounidense	Copolímero Vitrebond, monómero MDP, silano, HEMA, Agua.
<i>Clearfil SE Bond</i>	Autograbado-2 pasos	6ta generación	Kuraray Noritake	PRIMER Fosfato biácido metacrilooxidecilo 10 (MDP) Metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA) Dimetacrilato alifático hidrófilo Alcanforquinona dl N, dietanol N-toluidina-p Agua. BOND Fosfato biácido metacrilooxidecilo 10 (MDP) Diglicidilmetacrilato A bisfenol (Bis-GMA) Metacrilato de 2-hidroxietilo (HEMA) Dimetacrilato alifático hidrofóbico Alcanforquinona dl N, dietanol N-toluidina-p Silicio coloidal.

<i>Adper Easy One</i>	Autograbado- 1 paso	7ma generación	3M ESPE, Estadounidense	2-hidroxiethyl metacrilato (HEMA), Bis-GMA, Esteres fosfóricos metacrilados, 1,6 hexanodiol dimetacrilato, Ácido polialquenoico funcionalizado con metacrilato (Copolímero Vitrebond), Relleno de sílice de partícula de 7 nm, Etanol, Agua, Iniciadores basados en canforquinona, Estabilizadores
<i>Prime & Bond elect</i>	Autograbado- 1 paso	7ma generación	Dentsply Sirona Iberia, Suiza.	Resina de mono, di y trimetacrilato; PENTA (dipentaeritrol penta acrilato monofosfato); dicetona; óxido de fosfina orgánico; estabilizadores; fluorhidrato de cetilamina; acetona y agua.

Tabla 1. Se muestran los diferentes tipos de sistemas adhesivos, la generación la cual pertenecen y sus componentes.

Por otra parte, en la (tabla 2) se muestran los diferentes cementos y sus componentes, utilizados después de la aplicación de un sistema de adhesivo en el conducto radicular para la colocación del poste de fibra de vidrio.

Tabla 2. Diferentes cementos y sus componentes

CEMENTO	COMPOSICIÓN	FABRICANTE
Rebilda DC	Diuretanodimetacrilatos, Bis-GMA, peróxido benzoílo.	VOCO, Alemania.
BisCem	Bis (hidroxietil metacrilato) fosfato, tetraetilen glicol metacrilato, relleno de vidrio.	COA.
RelyX Unicem	Pasta base: polvo de vidrio tratado con silano, 2- ácido propenoico, 2-metil 1,10-(1-(hidroximetil)-1,2- etanodilo) éster de dimetacrilato, TEGDMA, tratado con sílice silano, fibra de vidrio, persulfato de sodio y 3,5,5-trimetilhexanoato de t-butilo; pasta catalizadora: polvo de vidrio tratado con silano, sustituto de dimetacrilato, silano tratado con sílice, p-toluenosulfonato de sodio, 1-bencil-5-fenil-ácido bario, calcio, dimetacrilato de 1,12-dodecano, hidróxido de calcio y dióxido de titanio.	3M ESPE. EE. UU.
Panavia F	Pasta A: fosfato biácido metacrililooxidecilo (MDP), dimetacrilato aromático hidrofóbico, dimetacrilato alifático hidrofóbico, dimetacrilato alifático hidrófilo, empaste de silicio silanado, silicio coloidal silanado, silicio coloidal sinlanado, alcanforquinona dl, catalizadores, iniciadores. Pasta B: dimetacrilato aromático hidrofóbico, dimetacrilato alifático hidrofóbico, dimetacrilato alifático hidrófilo, empaste de vidrio de bario silnado, fluoruro de sodio tratado por superficie, catalizadores, aceleradores, pigmentos.	Kuraray Noritake.
RelyX- ARC	Pasta A: Bis-GMA, dimetacrilato de trietilenglicol, relleno de circón/sílice, fotoiniciadores, amina, pigmentos. Pasta B: Bis-GMA, dimetacrilato de trietilenglicol, peróxido benzoico, relleno de circón/sílice.	3M ESPE. EE. UU.
Variolink II luting	Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y dimetacrilato de trietilenglicol, vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluorosilicato de Ba-Al y óxido mixto esferoide, catalizadores, estabilizadores y pigmentos.	Ivoclar Vivadent, Schaan / Liechtenstein.
RelyX U100	Pasta Base: fibra de vidrio, ésteres de ácido fosfórico metacrilados, dimetacrilatos, sílice silanada, persulfato de sodio. Catalizador en pasta: fibra de vidrio, dimetacrilatos, sílice silanada, p-tolueno sulfato de sodio, hidróxido de calcio.	3M ESPE. EE. UU.
Relyx automix U200	Pasta Base: fibra de vidrio, ésteres de ácido fosfórico metacrilados, dimetacrilatos, sílice silanada, persulfato de sodio. Catalizador en pasta: fibra de vidrio, dimetacrilatos, sílice silanada, p-tolueno sulfato de sodio, hidróxido de calcio.	3M ESPE. EE. UU.

Tabla 2. Se muestran los cementos que se utilizaron, así como sus componentes.

Se realizó un análisis de 19 artículos, utilizando diferentes sistemas adhesivos los cuales incluyeron en la revisión de la literatura adhesivos de 4ta generación hasta sistemas adhesivos universales, siendo la 5ta generación la más utilizada (tabla 3).

Tabla 3. Sistemas adhesivos General

AUTOR/AÑO	TIPO DE ESTUDIO	GRUPOS ANALIZAR	MÉTODOS DE ANÁLISIS	CONCLUSIÓN
1. Güvenç BAŞARAN et al. (2018)	<i>In vitro</i>	-All bond 2 -I bond -One step plus	Push-out	No hubo diferencias significativas entre coronal-medio y apical, coronal mostro la fuerza de unión más alta.
2. Carmen Llena et al. (2018)	<i>In vitro</i>	-Prime & Bond NT -Futurabond DC -cemento autoadhesivo BisCem	Push-out	BisCem resultó en una mayor profundidad de penetración intratubular en todos los niveles estudiados.
3. Esra Kosan et al. (2020)	<i>In vitro</i>	- Futurabond U - Clearfil DC Bond - Gradia Core SE Bond	Push-out	Un adhesivo universal en modo de autograbado combinado con un material de reconstrucción de núcleos reveló una mayor fuerza de unión que el cemento de resina autoadhesiva. ambos interactuaron
4. Mustafa Kalkan. (2011)	<i>In vitro</i>	-Clearfil primer and Bond.	Push-out	Los postes de fibra de vidrio eléctricos y opacos exhibieron una fuerza de unión similar y postes translúcidos exhibió la fuerza de unión más baja.
5. Johanna Cuadros-Sanchez. (2014)	<i>In vitro</i>	- Ambar APS. - Adper Single Bond 2 - XP Bond	Push-out	La aplicación de adhesivos simplificados por modo sónico en el conducto radicular es una herramienta factible para aumentar la unión del poste de la fibra de vidrio al conducto.
6. Shahram Farzin Ebrahimi1 et al. (2013)	<i>In vitro</i>	- Excite F. - Excite DSC - AdheSE - Monobond S	Push-out	La fuerza de adhesión del poste de fibra a diferentes regiones de la dentina del conducto radicular fue afectada tanto por los sistemas adhesivos como por sus modos de polimerización.
7.Giovana Mongruel GOMES et al. (2011)	<i>In vitro</i>	-AdperScotchbond Multi-Purpose - Adper SingleBond 2	Push-out	AdperScotchbond Multi-Purpose obtuvo mejor fuerza de adhesión, no mostrando una gran diferencia significativa.
9. Adilson Yoshio Furuse, et al. (2014)	<i>In vitro</i>	-Scotchbond -Xeno III.	Push-out	-Xeno III. Fue influenciado por la desproteización. Ambos sistemas mostraron resultados similares de fuerza de unión.
10.Fabiana Mantovani Gomes França, et al. (2015)	<i>In vitro</i>	-Adper Scotchbond Multipurpose Plus	Push-out	Tanto la clorhexidina como el etanol mejoraron la fuerza de adhesión a la expulsión

11. Esra Kosan, et al. (2021)	<i>In vitro</i>	- Futurabond U - Clearfil DC Bond - LuxaBond Universal	Push-out	Adhesivo universal en modo de autograbado reveló una mayor fuerza de unión
12. Bağdagül Helvacioğlu Kıvanç, et al. (2013)	<i>In vitro</i>	- Single Bond universal - Clearfil SE Bond - Clearfil S3 Bond	Push-out	Clearfil SE Bond de dos pasos autograbante mejoraron con el paso del tiempo.
13. Felipe Mariano Castillo, et al. (2014)	<i>In vitro</i>	- Single Bond Universal	Push-out	No hay diferencia significativa en el valor de resistencia adhesiva Push-Out y los cementos.
14. Ahmed Mohamed Elmarakby, et al. (2018)	<i>In vitro</i>	- Adper Single Bond 2 - Single Bond Universal (autograbado)	Push-out	Adhesivo Single Bond Universal tiene mejor rendimiento con autograbado que adhesivo de grabado y enjuague.
15. Fereshteh Shafiei, et al. (2017)	<i>In vitro</i>	- ED primer II - Clearfil Proteger Bond - Clearfil SE Bond		Clorhexidina con adhesivos de autograbado de dos pasos podría mejorar la estabilidad de la unión del poste de fibra de vidrio.
16. Raquel Viana Rodriguez, et al. (2014)	<i>In vitro</i>	- Adper Scotchbond Multi Purpose (grabado y enjuague) - Scotchbond Universal	Push-out	De lo sistemas adhesivos utilizados en apical fue la menor adhesión y mayor en cervical.
17. H El-Deeb, et al. (2015)	<i>In vitro</i>	- Adper Single Bond 2 (grabado y enjuague) - Clearfil SE Bond (autograbado) - Adper Easy One (autograbado)	Push-out	Los adhesivos de autograbados de dos pasos han resultado con más resistencia de unión.
18. Daphne Ross DDS, et al. (2017)	<i>In vitro</i>	- Futurabond DC. - Adper Scotchbond plus	Push-out	Adper Scotchbond Multipropósito Plus. Tiene una buena resistencia de unión al poste y dentina.
19. Yançanã Luizy Gruber, et al. (2017)	<i>In vitro</i>	- Single Bond Universal - Prime & Bond elect -	Push-out	La aplicación activa de adhesivos universales mejora la adherencia en el poste de la fibra, independientemente de la humedad de la dentina.

Tabla 3. Se muestran los artículos analizados, adhesivos utilizados y sus conclusiones.

El adhesivo universal en modo de autograbado combinado con un material de reconstrucción reveló una mayor fuerza de unión a la cementación del poste que un cemento de resina autoadhesiva. Se concluyó que los adhesivos universales ejercen una mayor fuerza de unión al desalojo del poste de fibra de vidrio (101).

El adhesivo Single Bond Universal mostro mejor rendimiento en modo autograbado que adhesivo de grabado y enjuague (102). La aplicación activa de adhesivos universales mejora la adherencia en el poste de fibra, independientemente de la humedad de la dentina ya que se evaluó el efecto de la humedad en la dentina como el modo de aplicación de los adhesivos universales sobre la fuerza de adhesión y la nanofiltración de los adhesivos Single Bond Universal/RelyX ARC y Prime - Bond elect/Enforce, durante 1 semana las muestras se almacenaron en agua, mostrando como resultados que ambos adhesivos universales mejora la adhesión al poste con la humedad (103).

En la colocación del adhesivo Clearfil, Primer and Bond de 6ta generación para la colocación de postes de fibra de vidrio eléctricos y opacos exhibieron una fuerza de unión similar y postes translúcidos exhibió la fuerza de unión más baja (104).

En la comparación de 2 sistemas adhesivos AdperScotchbond Multi-Purpose de 4ta generación más cemento resinoso RelyX ARC y SingleBond 2, 5ta generación, más RelyX ARC, los especímenes se almacenaron 1 semana en agua para realizar la prueba de expulsión. AdperScotchbond Multi-Purpose mas RelyX ARC obtuvo mejor fuerza de adhesión en los tres tercios del conducto, ambos adhesivos mostraron mejor adhesión en la parte más apical, aunque no se mostró una gran diferencia significativa (105).

Tanto clorhexidina como etanol mejoraron la fuerza de adhesión a la expulsión con adhesivos de 4ta generación independientemente de los días de almacenamiento de

los especímenes en agua 48 y 180 horas, al momento de la expulsión clorhexidina mostró mejores resultados en todos los tercios (106). Por otra parte, se demostró que clorhexidina con adhesivos de autograbado de dos pasos 6ta generación podría mejorar la estabilidad de la unión del poste de fibra de vidrio, protocolo para clorhexidina, se acondiciono la dentina con ácido fosfórico por 25 segundos, clorhexidina se dejó actuar por 60 segundos, se secó con puntas de papel dejando húmeda la dentina, etanol se realizó el mismo protocolo dejándolo actuar por 60 segundos (107).

Los adhesivos más cementos mostraron que, Prime y Bond NT y Rebuilda DC con técnica de grabado total, Futurobono DC y Rebuilda DC con técnica de autograbado y cemento autoadhesivo BisCem, se analizó la penetración del sistema adhesivo a los túbulos dentinarios, la profundidad de penetración, BisCem mostró una penetración significativamente mayor en tercio medio y apical que el resto de los sistemas, aunque no se registraron diferencias significativas en la zona media y apical entre los tres sistemas (108).

Se evaluó mediante la prueba de resistencia de unión por push-out de los postes de fibra de vidrio después de la desproteización con NaOCl 5% y de una solución antioxidante (ascorbato de sodio). Utilizando adhesivo de grabado y enjuague de tres pasos (Scotchbond 7ma generación - 3M Espe) se grabó con ácido fosfórico por 15 segundos se enjuago y seco por 2 segundos y el adhesivo se aplicó y se secó por 5 segundos y fotopolimerizar 10 segundos y un adhesivo de autograbado de un paso (Xeno III 7ma generación- Dentsply Caulk) se agitan ambas botellas y se mezclan por 5 segundos, se aplica y se deja reposar 20 segundos seguido de 2 segundos de aire fotopolimerizar 10 segundos. El protocolo consistió en, desproteización de 10 minutos de NaOCl al 5%. Desproteización con NaOCl seguida de ácido ascórbico al 10% por 10 minutos, se almacenaron en agua destilada y se evaluó a las 24 horas. La fuerza de unión de Scotchbond no se vio afectada por la desproteización, Xeno III

mostró una disminución en fuerza cuando se desproteinizó con NaOCl al 5% pero al momento de aplicar ascorbato de sodio este revirtió la desproteinización del NaOCl (109).

7. CONCLUSIONES

En lo anterior mencionado, la literatura muestra resultados mixtos sobre las presentaciones de adhesión a la dentina del conducto radicular, ya que existen varios tipos de adhesivos comerciales y cada uno cuenta con sus respectivas recomendaciones del fabricante para lograr una adhesión óptima a la dentina del conducto con cualquier tipo de adhesivo dentinario.

Dentro de las generaciones de los adhesivos se muestran mejores resultados con adhesivos de 5ta generación (grabado y enjuague) de 2 pasos. Seguidos de adhesivos de 7ma generación (autograbados) de 1 solo paso, 4ta y 6ta generaciones también son mencionados para una óptima adhesión en dentina radicular. Mas sin embargo los adhesivos universales, que son los más actuales parecen ser prometedores a la hora de optar por la colocación de un poste de fibra de vidrio.

Así mismo se encontró que clorhexidina y etanol, dejándolos actuar por 60 segundos, pero teniendo un acondicionamiento previo con ácido fosfórico de la dentina, son buenas sustancias como inhibidores de MMPs para brindar una buena adhesión.

Los adhesivos de autograbado (7ma generación), al desproteinizar la dentina con NaOCl 5% disminuyen la fuerza de unión de los adhesivos ya que se relacionan con el efecto oxidante de la solución y la posterior irrigación con ácido ascórbico es capaz de revertir el efecto de la desproteinización.

Pero se necesitan más estudios clínicos para la evaluación de los sistemas de adhesión en poste y dentina radicular, ya que no existe suficiente literatura.

8. PROPUESTA

- Se propone realizar estudios donde se evalúen diferentes sistemas adhesivos intraconducto para la cementación de postes de fibra de vidrio y evaluar cuales son los factores que pueden inhibir la adhesión.

9. REFERENCIAS

1. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept the reconstruction coronoradiculaire: le Compsipost. *Le Chir Dent France* 1990; 540:131–41.
2. Casanellas J, Navarro J, Sánchez L, Espías A. Retención de un poste cilindrocónico. Estudio comparativo de seis cementos y dos formas de cementación distintas. *Dentum* 2004; 4:82-87.
3. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept the reconstruction coronoradiculaire: le Compsipost. *Le Chir Dent France* 1990; 542:69–77.
4. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J. Prefabricated dowels: a literature review. *J Prosthet Dent* 1983; 49:498–503.
5. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentine: current status and future changes. *Operative Dentistry*, 2003, 28-3, 215-235.
6. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984; 51:780–4.
7. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1985; 1:108–11.
8. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81:262–9.
9. Hagge MS, Wong RDM, Lindhemut JS. Retention strength of five luting agents on prefabricated dowels after root canal obturation with a zinc oxide/eugenol sealer. *J Prosthodont* 2002; 11:168–75.
10. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80:280–301.

11. O'Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. *Int J Prosthodont* 2000; 13:47–51.
12. Weirong Tang, DDS, Younong Wu, DDS, MSc, PhD, and Roger J. Smales, BDS, MDS(Hons), DDS. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth *J Endod* 2010; 36:609–617.
13. Moodnik RM, Dorn SO, Feldman MJ, Levey M, Borden BG. Efficacy of biomechanical instrumentation: a scanning electron microscopic study. *Journal of endodontics*. 1976; 2:261-6.
14. Cengiz T, Aktener B, Piskin B. The effect of dentinal tubule orientation on the removal of smear layer by root canal irrigants: a scanning electron microscopic study. *International Endodontic Journal*. 1990;23 :163-71.
15. Huete R. Análisis clínico comparativo de cinco sistemas de postes para Odontología Restaurativa: estudio piloto. *Rev Cient Ondontol*. 2009 Agosto; 5.
16. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*. 2011 junio; 56.
17. Calambria Días H. Postes prefabricados de fibra. Consideraciones para su uso clínico. *Odontoestomatología*. 2010 Diciembre; 12.
18. Zhu Z, Dong XY, He S, Pan X, Tang L. Effect of Post Placement on the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review. *Int J Prosthodont*. 2015 Octubre; 28.
19. Zhu Z, Dong XY, He S, Pan X, Tang L. Effect of Post Placement on the Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review. *Int J Prosthodont*. 2015 octubre; 28.
20. Rao. *Endodoncia Avanzada*. 2nd ed. Cruz GS, editor. Buenos Aires: AMOLCA; 2011.
21. Silva, López, Contreras, Hernández. Estudio comparativo de dientes restaurados con diferentes sistemas de postes intrarradiculares prefabricados y pernomuñón colado y pernomuñón colado. *ADM*. 2012 Julio; LXIX.

22. Baratieri, Monteiro S, Spezia de Melo, Ferreira da Rocha K, Hilgert A, Schlichting , et al. Odontología Restauradora Fundamentos y Técnicas. 2nd ed. Santos L, editor. Sao Paulo: SANTOS; 2011.
23. Schwartz R SJ, Robbins W. Fundamentos en Odontología Operatoria. 1 ed. Caracas: Actualidades Médico Odontológicas; 1999.
24. Barrancos J. Operatoria Dental. Adhesión a estructura dentaria. 3 ed ed. Buenos Aires: Editorial Panamericana; 1999.
25. Perdigão J. Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. Dent Mater. 2010;26 :24–37.
- 26.- Schwartz R, Summith J y Robbins J. Fundamentos en Odontología Operatoria Un logro contemporáneo. Caracas. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A., 1999.
27. Osorio R, Toledano M. Adhesión en Odontología. En: Toledano M, Osorio R, Sánchez F, Osorio E. Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos. Madrid. Ediciones Avances Medico-Dentales, S.L. 2003: 181-216.
28. Allen KW. Adsorption theory of adhesión. In: Packham D, editor. Handbook of Adhesion. UK: Longman Scientific and technical; 1992. P. 39-41.
29. Otamendi Saade, C. Efecto de los Compuestos Eugenólicos en los Materiales Utilizados en Endodoncia Sobre la Unión de los Sistemas Adhesivos (2003).
30. Elias G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. J Dent. 1994 Apr; 22 : 73-81.
31. Gladwin M BM. Clinical Aspects of Dental Materials Theory. Practice and Cases. 2ed ed. United States of America: Williams y Wilkins; 2004.
32. Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales. 11 ed ed. Madrid: Elsevier; 2004.
33. Martín Hernández J. Aspectos prácticos de la adhesión dentina. Av. Odontoestomatol 2004; 20-1: 19-32
34. Henostroza H. Adhesion en Oodontologia Restauradora. 2 ed. Curitiba: Maio; 2004.

35. Ralf Janda. Fundamentos teóricos de la adhesión. Quintessenz Zahntech. 2009;35(1):66-76)
36. Anusavice K. Ciencias de los materiales dentales. 11 ed ed. Madrid: Elsevier, 2004.
37. Tipler, P. y Mosca, G. (2015). Física para la ciencia y la tecnología. Sexta edición. Barcelona, España: Editorial Reverté.
38. Gurel G. The Science and Art of Porcelain Laminate Veneers. Chicagp Quintessence: 2003
39. Sears, F., Zemansky, M., Young, H. y Freedman, R. (2009). Física universitaria, con física moderna. Decimosegunda edición. D.F., México: Pearson Educación.
40. Dino, R., Cerutti, A., Magani, F., Putignaro, A. "Restauraciones Estéticas-Adhesivas Indirectas Parciales en Sectores Posteriores". Torino, Italia. 2007
41. L Vanini FM, O Klimovskaia. Conservative restoration of anterior teeth. Viterbo, Italia: ACME; 2003.
42. Van Meerbeek B, Vergas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. Oper Dent 2001; 6:119-144.
43. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization stress of composite. J Dent Res. 2000 Mar;79
44. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure and Function. 2nd edition. St Louis, Mo: Mosby; 1985.
45. Ya-Rong Zhang, Wen Du. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. International Journal of Oral Science (2014) 6, 61–69.
46. Marro Alesso, C. "Evaluación de un sistema adhesivo de grabar y lavar de dos pasos en dentina grabada contra dentina grabada y tratada con NaOCl. Tesis doctoral. Facultad de Odontología de la Universidad de Granada, España. 2010

47. Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesión. *Am J Dent*. 2000.
48. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1976; (6): 355–371.
49. Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz. Complejo dentinopulpar II: dentina. In: *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental*. 3era. Edición. Editorial Médica Panamericana 2009. p. 255-290.
50. Mutlu Özcan, Claudia Angela Maziero Volpato. Current Perspectives on Dental Adhesion (3): Adhesion to Intraradicular Dentin: Concepts and Applications. *Japanese Dental Science Review* xxx (2020) xxx–xxx
51. M. Simonetti, I. Radovic, M. Vano, N. Chieffi, C. Goracci, F. Tognini and M. Ferrari, *J. Adhes. Dent.* 8, 421–425 (2006).
52. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000; 13: 255–260.
53. D. H. Pashley, *Trans. Acad. Dent. Mater.* 3, 55 (1990).
54. Carrillo S. Capa híbrida., *ADM* 2005; 62 (5):181-84
55. Rioxio J. Adhesión en odontología contemporánea II. 2003.
56. Vargas-Barreto A, Navarro-Jiménez E, Alcocer-Olaciregui A, Daher- Joujah M, Osorio-Gonzalez M, Correa-Monroy V. Caracterización de la capa híbrida en dentina intraradicular pretratada con hipoclorito de sodio al 5,25% usando dos agentes cementantes con sistemas adhesivos de auto y grabado convencional. *Rev. CES Odont* 2018; 31(1): 11-21.
57. Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigao J, Vanherle G. Adhesives: Does and Don'ts. In: Roulet JF, Degrange M. *Adhesion: The silent revolution in dentistry*. Quintessence Publishing Co., Inc.; Chicago, 2000; Chapter 4: 45-60.
58. Valenzuela Aránguiz V, Zamorano Pino X, Wagner Hirschfeld S, Tapia Silva JR. Formación de capa híbrida al cementar postes metálicos y de fibra de vidrio en dientes tratados endodónticamente. *Av. Odontoestomatol* 2010; 26 (2): 97-105.

59. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19(3):199-205.
60. Kandil HE, Labib AH, Alhadainy HA. Effect of different irrigant solutions on microhardness and smear layer removal of root canal dentin. *Tanta Dental Journal*. 2014;11(1):1-11.
61. A. A. Saleh and W. M. Ettman, *J. Dent.* **27**, 43–46 (1999).
62. Lorenzo Breschi , Annalisa Mazzoni , Elettra De Stefano Dorigo & Marco Ferrari (2009) Adhesion to Intraradicular Dentin: A Review, *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23:7-8, 1053-1083.
63. A. Erdemir, A. U. Eldeniz, S. Belli and D. H. Pashley, *J. Endodont.* **30**, 589–592 (2004).
64. Manikandan Ekambaram, Cynthia Kar Yung Yiu and Jukka Pekka Matinlinna, Bonding of adhesive resin to intraradicular dentine: A review of the literature, *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 2015.04.003
65. Parra M, Garzón H. Self-etching adhesive systems, bond strength and nanofiltration: a review. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2012; 24(1): 133-150.
66. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res* 2006;85:22–32.
67. Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, et al. Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Arch Oral Biol* 2007;52: 121–7.
68. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, et al. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent* 2002; 30:99–105.
69. Mazzoni A, Pashley DH, Tay FR, et al. Immunohistochemical identification of MMP-2 and MMP-9 in human dentin: correlative FEI-SEM/TEM analysis. *J Biomed Mater Res A* 2009; 88:697–703.

70. Mazzoni A, Scaffa P, Carrilho M, Tjaderhane L, Di Lenarda R, Polimeni A, Tezvergil- Mutluay A, Tay FR, Pashley DH, Breschi L. Effects of Etch-and-Rinse and Self-etch Adhesives on Dentin MMPs-2 and MMPs-9. *J Dent Res.* 2013; 92(1): 82-86.
71. Marshall GW Jr, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. 1997. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 25(6):441–458.
72. Tjäderhane L, Palosaari H, Wahlgren J, Larmas M, Sorsa T, Salo T. 2001. Human odontoblast culture method: the expresión of collagen and matrix metalloproteinases (MMPs). *Adv Dent Res.* 15:55–58.
73. Hannas AR, Pereira JC, Granjeiro JM, Tjaderhane L. 2007. The role of matrix metalloproteinases in the oral environment. *Acta Odontol Scand.* 65(1):1–13.
74. Charadram N, Farahani RM, Harty D, Rathsam C, Swain MV, Hunter N. 2012. Regulation of reactionary dentin formationm by odontoblasts in response to polymicrobial invasion of dentin matrix. *Bone.* 50(1):265–275.
75. Tersariol IL, Geraldeli S, Minciotti CL, Nascimento FD, Pääkkönen V, Martins MT, Carrilho MR, Pashley DH, Tay FR, Salo T, et al. 2010. Cysteine cathepsins in human dentinulp complex. *J Endod.* 36(3):475–481.
76. Cascales M, Alvarez-Gomez JA. Metaloproteinasas, matriz extracelular y cancer. *An R Acad Nac Farm,* 2010, 76 (1): 59-84.
77. Cellular Morrison CJ, Butler GS, Bigg HF, Roberts CR, Soloway PD, Overall CM (2001) Cellular activation of MMP-2 (gelatinase A) by MT2- MMP occurs via a TIMP-2-independent pathway. *Journal of Biology Chemistry* 276, 47402-10.
78. Kessenbrock K, Plaks V, Werb Z. Matrix Metalloproteinases: Regulators of the Tumor Microenvironment. *Cell.* 2010; 141(1): 52-67.
79. Coronato S, Laguens G, Vanda Di Girolamo V. Rol de las metaloproteinasas y sus inhibidores en patologia tumoral. *Medicina (Buenos Aires)* [en linea] 2012; 72: 495-502 citado 11 de agosto 2016.

80. Basi DL, Hughes PJ, Thumbigere-Math V, Sabino M, Mariash A, Lunos SA, Jensen E, Gopalakrishnan R. Matrix metalloproteinase- 9 expression in alveolar extraction sockets of zoledronic acid-treated rats. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69:2698–2707.
81. Feng J, McDaniel JS., Chuang HH., Huang O, Rakian A., Xu X., Steffensen B., Donly KJ., MacDougall M, Chen S. Binding of amelogenin to MMPs-9 and their co-expression in developing mouse teeth. *J Mol Hist.* 2012; 43(5): 473–485.
82. Schubert-Unkmeir A, Konrad C, Slanina H, Czapek F, Hebling S, Frosch M. *Neisseria meningitidis* induces brain microvascular endothelial cell detachment from the matrix and cleavage of occludin: a role for MMPs-8. *PLoS Pathog* [en linea]. 2010; 29; 6(4):e1000874 citado: 11 de agosto 2016.
83. Bartlett JD, Smith CE. Modulation of cell-cell Junctional complexes by matrix metalloproteinases. *J Dent Res.* 2013; 92(1): 10-17.
84. Sabatini C, Pashley DH. Mechanisms regulating the degradation of dentin matrices by endogenous dentin proteases and their role in dental adhesion. A review. *Am J Dent* 2014; 27:203–14.
85. Mazzoni A, Nascimento FD, Carrilho M, Tersariol I, Papa V, Tjäderhane L, Di Lenarda R, Tay FR, Pashley DH, Breschi L. 2012. MMP activity in the hybrid layer detected with in situ zymography. *J Dent Res.* 91(5):467–472.
86. Garbisa S, Sartor L, Biggin S, et al. Tumor gelatinases and invasion inhibited by the green tea flavanol epigallocatechin-3-gallate. *Cancer* 2001;91: 822–32.
87. L. Breschi, Chlorhexidine application to stabilize the adhesive interface: why and how *J. Adhes. Dent.* (2013).
88. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldeli S, Tezvergil-Mutluay A, Carrilho MR, Carvalho RM, Tay FR, et al. 2013a. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater.* 29(1):116–135.

89. Carrilho MR, Geraldeli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, Reis AF, Hebling J, Mazzoni A, Breschi L, et al. 2007. In vivo preservation of hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res.* 86(6):529–533.
90. Tezvergil-Mutluay A, Mutluay MM, Gu LS, Zhang K, Agee KA, Carvalho RM, Manso A, Carrilho M, Tay FR, Breschi L, et al. 2011. The anti-MMP activity of benzalkonium chloride. *J Dent.* 39(1):57–64.
91. Munksgaard EC, Asmussen E. Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. *J Dent Res* 1985; 64:1409-11.
92. Joynt RB, Davis, EL Weiczowski G, Yu XY. Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent* 1991; 16:186-91.
93. Retief DH. Adhesión a la dentina. *J Esthet Dent.* 3: 106-113, 1991.
94. Christensen GJ. Bonding ceramic or metal crowns with resin cement. *Clin Res Associatees Newsletter* 1992; 16:1-2.
95. Swift Ej, Jr. Dentin/ enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr bDent.* 2002 Sep-Oct;24(5):456-61.
96. George Freedman DDS, FAACD. Sistemas adhesivos dentales. 7 generaciones de evolución; Toronto, Canadá y Western University of Health Sciences, OCTUBRE 2017: 34 Spec 9:2-8.
97. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992; 17:229-42.
98. Kugel G. Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 20-25.
99. Summit J RJ, Schwartz R. *Fundamentals of Operative Dentistry. A contemporary approach.* 2 ed ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2001.
100. By Matías Gaete y Luis Cabrera. Los adhesivos univerales September 11, 2014.

101. Kosan, E., Prates-Soares, A., Blunck, U., Neumann, K., & Bitter, K. (2021). Root canal pre-treatment and adhesive system affect bond strength durability of fiber posts ex vivo. *Clinical Oral Investigations*. doi:10.1007/s00784-021-03945-1
102. Elmarakby, AM y Labib, AH (2018). Evaluación de la fuerza de unión de diferentes sistemas adhesivos aplicados con modo de aplicación manual pasivo y activo en dientes tratados endodónticamente (un estudio in vitro). *Revista de ortodoncia y endodoncia*, 04(02).
103. Gruber YL, Bakaus TE, Gomes OMM, Reis A, Gomes GM. Effect of Dentin Moisture and Application Mode of Universal Adhesives on the Adhesion of Glass Fiber Posts to Root Canal. *J Adhes Dent*. 2017;19(5):385-393.
104. Kalkan, M., Usumez, A., Ozturk, A. N., Belli, S., & Eskitascioglu, G. (2006). Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(1), 41–46.
105. Gomes, GM, Gomes, OMM, Reis, A., Gomes, JC, Loguercio, AD, & Calixto, AL (2011). Fortalezas de la unión regional a la dentina del conducto radicular de postes de fibra cementados con tres sistemas de cementación. *Revista Dental Brasileña*, 22(6), 460–467.
106. Gomes França FM, Vaneli RC, Conti Cde M, Basting RT, do Amaral FL, Turssi CP. Effect of Chlorhexidine and Ethanol Application on Long-term Push-out Bond Strength of Fiber Posts to Dentin. *J Contemp Dent Pract*. 2015 Jul 1;16(7):547-53.
107. Shafiei, F., Memarpour, M., Vafamand, N. y Mohammadi, M. (2017). Efecto de los enfoques antibacterianos/adhesivos sobre la durabilidad de la unión de postes de fibra cementados con cemento de resina de autograbado. *Revista de Odontología Clínica y Experimental*, 0–0.
108. Llana, C., García -Gallart, M., Forner, L., & Ferrari, M. (2018). Adaptación del conducto radicular y penetración intratubular de tres sistemas de cementación de postes de fibra. *Revista de Odontología Clínica y Experimental*, e1198–e1204.

109. Furuse AY, Cunha LF, Baratto SP, Leonardi DP, Haragushiku GA, Gonzaga CC. Bond strength of fiber-reinforced posts to deproteinized root canal dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2014 Sep 1;15(5):581-6.