



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EVOLUCIÓN DE LOS AGENTES ADHESIVOS PARA EL
ACONDICIONAMIENTO DENTINARIO.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

TANIA IRÁN SALMERÓN CÁRDENAS

TUTOR: Mtro. MAURICIO ALFONSO ZALDÍVAR PÉREZ

CIUDAD UNIVERSITARIA, CDMX

2017



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A mi familia.

Por creer en mi e impulsarme siempre a salir adelante a pesar de las dificultades que se presenten y por su apoyo incondicional sin el cual no hubiera sido posible culminar esta etapa.

A la UNAM.

Que se ha convertido en un segundo hogar a lo largo de estos años. El pertenecer a esta institución me ha dado las herramientas necesarias y la oportunidad de conocer excelentes profesores de quienes he podido aprender.

A mi tutor y profesores.

Por su dedicación, paciencia y gran disposición, al igual que todos los profesores cuya dedicación y constancia me han dado un ejemplo de ser un excelente profesionalista y continuar superándome cada día más.

INDICE

INTRODUCCION	5
DESARROLLO:	
CAPITULO 1	
CONCEPTOS GENERALES DE ADHESIÓN	
1.1 Definiciones	6
1.2 Fuerzas de adhesión	8
1.3 Principios de adhesión	9
1.4 Antecedentes de los sistemas adhesivos	11
CAPITULO 2	
SUSTRATOS DENTARIOS Y TÉCNICAS DE ACONDICIONAMIENTO	
2.1 Composición del Esmalte	13
2.2 Grabado Ácido del Esmalte	16
2.3 Composición de la Dentina	20
2.4 Smear Layer	22
2.5 Grabado Ácido de la Dentina	28
2.6 Capa híbrida	31

CAPITULO 3	
EVOLUCIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS	
3.1 Sistemas adhesivos de Primera Generación	35
3.2 Sistemas adhesivos de Segunda Generación	37
3.3 Sistemas adhesivos de Tercera Generación	41
3.4 Sistemas adhesivos de Cuarta Generación	45
3.5 Sistemas adhesivos de Quinta Generación	50
3.6 Sistemas adhesivos de Sexta Generación	53
3.7 Sistemas adhesivos de Séptima Generación	57
OBJETIVOS	59
CONCLUSIONES	60
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	62

INTRODUCCIÓN

Durante las últimas décadas los sistemas adhesivos han marcado la pauta para la evolución de la Odontología Estética y Restauradora. Gracias a estos avances los conceptos clásicos de la preparación del diente han cambiado de manera drástica, dando paso a una técnica más conservadora. Anteriormente la permanencia de una restauración dental dependía de la remoción de estructura dentaria sana, hoy en día esto no es necesario con el empleo de las técnicas adhesivas, lo que constituye una de sus aportaciones a la Odontología.

Los adhesivos sellan los túbulos dentinarios, conservando así el equilibrio hídrico de la dentina e impidiendo la entrada de agentes biológico- químicos que puedan poner en riesgo la vitalidad del tejido pulpar. También mantienen la restauración en su sitio, soportando las fuerzas de oclusión que pudieran desalojarla, y al sellar la interface diente-restauración disminuyen la microfiltración marginal y con ello el riesgo de caries secundaria.

En este trabajo hacemos una revisión bibliográfica sobre los sistemas adhesivos en cuanto a: antecedentes, evolución, composición, mecanismo de acción y los pasos clínicos necesarios para su aplicación. Esperando que esta revisión aporte los conocimientos necesarios para una adecuada elección del sistema adhesivo por parte del odontólogo y que permita obtener el máximo provecho al emplearlo en la práctica clínica.

CAPITULO 1

CONCEPTOS GENERALES DE ADHESIÓN

1.1 DEFINICIONES.

La palabra adhesión proviene del latín adhsesio o adhaesionis, que significa unir, fijar o “pegar a”. Adhesión es el estado o fenómeno por el cual dos superficies, o materiales diferentes se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, ya sea por uniones físicas (macro o micro mecánicas), por uniones químicas (primarias o secundarias) o por ambas.¹

Según la American Society for Testing and Materials (especificación D907) adhesión es “el estado en que dos superficies están unidas por fuerzas entre sus interfaces que pueden consistir en fuerzas de valencia, de entrelazamiento, o ambas”.²

Se define como adhesivo a toda sustancia que interpuesta entre dos superficies, las mantiene unidas por trabarse mecánicamente, unirse químicamente a ellas o por la interacción de ambas. (Asociación Americana para Ensayos de Materiales-ASTM).¹

En odontología el término adhesión describe el proceso de fijar materiales de restauración al esmalte y a la dentina por medio de un adhesivo, el cual es un fluido viscoso que une a dos sustratos y que al solidificar puede transferir una carga de una superficie a otra.²

El agente adhesivo o sistema adhesivo puede definirse como un material que, cuando es aplicado en las superficies de sustancias, puede unir las, resistir la separación y transmitir cargas a través de la unión. A la medida de la capacidad para soportar la carga del adhesivo, se le conoce como

resistencia adhesiva o resistencia de enlace. Durabilidad es el periodo de tiempo durante el cual la unión permanece efectiva.³

Los agentes adhesivos son resinas de baja viscosidad que al fluir penetran en las microporosidades e irregularidades de la superficie del diente previamente grabado con ácido para facilitar la adhesión.⁴

Se le conoce como sistema adhesivo al conjunto de biomateriales que hacen posible realizar todos los pasos de la adhesión, es decir, nos permiten preparar la superficie dental para mejorar el sustrato para la adhesión, propician la adhesión química y micromecánica al diente, y por último se unen adecuadamente al material restaurador, por lo que constituyen uno de los puntos críticos dentro de los protocolos clínicos de restauraciones estéticas.^{5, 6}

1.2 FUERZAS DE ADHESION.

Las superficies involucradas en el proceso de adhesión pueden unirse de tres maneras: adhesión mecánica, adhesión química o por una combinación entre ambas.⁴

Fuerzas físicas de adhesión: La resistencia de unión de los adhesivos se ve aumentada por influencia de las fuerzas de Van Der Waals y unión hidrógeno.⁷ También llamado enlace secundario por ser una atracción física débil entre dos superficies.

Fuerzas químicas de adhesión: Consiste en una adhesión real entre átomos o moléculas de la resina compuesta y adhesiva y las estructuras dentales. Se le conoce también como adhesión específica, verdadera o enlace primario debido a que producen una mayor fuerza de unión que el enlace físico.⁷ Los dos tipos de unión química que pueden presentarse son:

Iónica: Atracción electrostática entre iones opuestos cargados.

Covalente: Uniones formadas por compartimiento de electrones, comúnmente se producen en compuestos orgánicos.⁷

En este tipo de adhesión, la unión depende del intercambio molecular y no de enfrentamiento entre superficies.⁸ Para establecer un contacto estrecho entre el sustrato y el adhesivo es necesario que este último humecte o moje la superficie, también es importante la factibilidad de unión de los biomateriales y en su técnica de aplicación a grupos potencialmente reactivos que se encuentran en los tejidos dentarios.¹

Retención mecánica: Se produce al haber aprisionamiento físico del material dentro de las cavidades naturales o artificiales. Puede ser macro-mecánica o micro-mecánica.⁸

La adhesión macro-mecánica se da en el orden de las décimas de milímetro, podemos observarla cuando las paredes de una cavidad se enfrentan al material restaurador, evitando el desalojo del mismo una vez que cristalice.⁹

La adhesión micro-mecánica se presenta en el orden de las milésimas de milímetro. El enlace micromecánico se forma cuando el agente adhesivo penetra en los microporos creados por el grabado ácido del esmalte, una vez que endurece crea en su interior prolongaciones de resina.⁴

La importancia de la adhesión física radica en el diseño de preparaciones cavitarias y las irregularidades presentes en la superficie, en las cuales el biomaterial restaurador pueda trabarse mecánicamente.¹

1.3 PRINCIPIOS DE ADHESIÓN.

El fenómeno de adhesión, sea químico o mecánico, depende de los siguientes principios generales:

Tensión superficial: Se produce como resultado de las fuerzas de atracción que los átomos y moléculas ejercen hacia el centro del material en los líquidos. Puede observarse esta característica en las gotas de mercurio y las gotas de agua sobre las hojas de una planta.⁷

Energía superficial: Es la fuerza de atracción de los átomos y moléculas en la superficie de los sólidos, es directamente proporcional a su dureza.⁷ Ejemplo de ello es el esmalte que al estar libre de placa dentobacteriana tiene una gran energía de superficie.

Viscosidad: Es la fricción de las moléculas de un líquido que dificulta la separación de las mismas. Es lo contrario a la fluidez, es decir la capacidad de un líquido para separarse.¹⁰

Humectancia: Propiedad de un líquido para establecer un estrecho contacto con una superficie sólida. Una superficie que no está bien humectada permite que en ella se formen gotas, similares a las del agua sobre un automóvil encerado. La humectancia se evalúa por medio del ángulo de contacto, se le conoce así al ángulo formado entre la superficie de la gota del adhesivo y la superficie del adherente sobre la cual descansa. Entre más pequeño es el ángulo, mayor es la humectancia y por el contrario un gran ángulo de contacto indica humectación deficiente.⁴

1.4 ANTECEDENTES DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS.

El primer intento en lograr un agente adhesivo surge en 1951, por el químico suizo Hagger O., quien trabajando para la compañía inglesa Amalgamated Dental Company en conjunto con su subsidiaria suíza De Trey, desarrolla el GPDM o ácido glicero-fosfórico-dimetacrilato, una resina acrílica de polimerización química conocida como Sevriton y el primer sistema adhesivo Sevriton Cavity Seal.^{11.12}

En 1952 Kramer I y McLean mostraron que el GPDM formaba una capa intermedia, conocida hoy como capa de hibridación, que aumentaba la adhesión a la dentina por penetración superficial.¹²

En 1955 el Dr. Michael Buonocore, basado en un principio industrial de tratamiento ácido a estructuras que recibirían pintura o plásticos para mejorar su unión, introduce la técnica de grabado ácido que consiste en tratar el esmalte alterando químicamente sus características superficiales, para permitir la adhesión de los materiales a la superficie.¹¹

En 1959, Bowen sintetiza su fórmula de resina compuesta, y en 1965 propone el primer adhesivo dentinario que se comercializo bajo el nombre de Cervident (S.S White, Lakewood). Los resultados clínicos mostraron un 50 por ciento de fallos, la mitad de los cuales tenía lugar durante los primeros seis meses de tratamiento.²

En la década de 1970 se incorporan ésteres halofosforados, bisfenol al glicidil metacrilato (Bis-GMA) o al hidroxietil metacrilato (HEMA). En 1978, se comercializa en Japón el adhesivo Clearfil Bond System F de Kuraray, con un mecanismo de unión basado en la interacción polar entre grupos fosfato de la resina cargados negativamente y los iones calcio de la dentina cargados positivamente.² La capacidad de adhesión era todavía muy pobre

debido a la poca capacidad de humectar la dentina, y se situaba alrededor de los 3 MPa.

Diferentes adhesivos a base de fosfatos proliferaron durante la década de los 80's. En 1983 se comercializa el adhesivo Scotchbond (3M). Su mecanismo de unión se estableció por la reacción entre el fosfato del adhesivo y el calcio de la estructura dental. Se pensaba que los grupos fosfatos podían crear una unión química a la dentina, gracias al calcio del barrillo dentinario, sin embargo la adhesión a dentina solo conseguía una séptima parte que la del esmalte.¹²

El desarrollo de los sistemas adhesivos dentinarios, dando origen a los acondicionadores y precursores a partir de 1987, permitió modificar la superficie dentinaria, tornándola apta para recibir los adhesivos resinosos.

En 1989, se descubrió que el barrillo dentinario interfería con la capacidad de las resinas adhesivas para unirse con la dentina⁴, por lo que se incorpora al adhesivo un imprimador (primer) que modifica y prepara el substrato. De esta manera surgen sistemas de doble componente: primer y adhesivo, ejemplo de ellos son Scotchbond 2 (3M) y Gluma (Bayer), estos sistemas se caracterizaban por requerir múltiples pasos en su manipulación.⁷

CAPITULO 2

SUSTRATOS DENTARIOS Y TECNICAS DE ACONDICIONAMIENTO

La adhesión es fundamentalmente un fenómeno de preparación de superficies, debido a ello la preparación de la superficie del diente para recibir al material que se unirá, constituye el primer paso en dicho proceso.⁹ También es necesario conocer otros factores que juegan un papel importante en el fenómeno de adhesión, como son la composición de los tejidos dentarios, la capa de smear layer y la formación de la capa híbrida.

2.1 COMPOSICION DEL ESMALTE.

El esmalte es el tejido más duro de todos los tejidos calcificados del organismo, es el responsable de la protección del complejo dentino-pulpar debido a que cubre y protege toda la corona anatómica del diente. Deriva embriológicamente del epitelio oral, formado a su vez a partir del ectodermo embrionario. Es un tejido avascular, aneural y acelular, formado por componentes inorgánicos, orgánicos y agua.⁹

Del 95 al 96% de su volumen total está compuesto por elementos inorgánicos, el resto es materia orgánica. Aproximadamente el 1% del volumen total del esmalte lo constituye la matriz proteica de enamulina, agua y fosfato de calcio que se presenta en la forma de hidroxapatita, carbonatoapatita y fluorapatita. Los componentes cálcicos y fosfatos son otras estructuras que constituyen al esmalte. La parte mineral está formada por elementos como aluminio, hierro y estroncio, vanadio, magnesio, entre otros.⁹

La fracción inorgánica existe bajo la forma de cristales submicroscópicos, cuya relación contigua contribuye para formar la unidad microscópica denominada prisma. Los prismas se hacen más gruesos desde el límite amelo-dentinario hacia la superficie externa del tejido, se presentan en razón de 30, 000 a 40,000 unidades por milímetro cuadrado, con un espesor que varía de 3 a 6 μ m en el sentido señalado.⁹ Un prisma mide aproximadamente 9 μ m. (Figura 1)

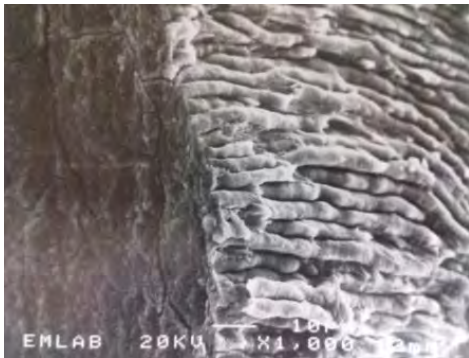


Figura 1: Micromorfología del esmalte. La superficie del esmalte se fracturó transversalmente mostrando la disposición paralela de los prismas.



Figura 2: Capa aprismática y esmalte prismático.

Generalmente los prismas alcanzan la superficie externa en ángulo de 90 grados respecto a la superficie externa del esmalte al nivel de las cimas cúspideas, en el área de las vertientes cúspideas internas (zona de las fosas y fisuras), forman ángulos agudos de aproximadamente 60 grados respecto a dicha superficie. En el tercio cervical los prismas forman ángulos obtusos de unos 96 grados respecto a esa zona. Las cabezas de los bastones adamantinos son las que tienen que ser expuestas a la acción del grabado ácido, esto debido a que al grabar el prisma por la cabeza y no lateralmente se obtiene un mejor patrón de grabado de esmalte, por ello es necesario tener presentes las angulaciones de los prismas cuando se realice el diseño cavitario.

La parte orgánica del esmalte está formada por ácido glutámico, las leucinas, las prolinas, las glicinas entre otros.⁹

El esmalte es un tejido dinámico que permite el paso selectivo de agua y de iones a través de él, lo que le confiere la capacidad de reparación y cicatrización. Los ameloblastos producen las proteínas adamantinas de forma intermedia y son excretadas a la parte exterior del tejido en su fase embrionaria. Este proceso forma una capa externa de esmalte amorfo de 25µm de grosor, puede ser más gruesa a nivel cervical y en la zona de las fosas y fisuras, tiene una cobertura de alto contenido de elementos orgánicos.⁸ Baratieri plantea que para obtener una adecuada unión al tejido dentario es necesario eliminar esta capa.¹² Se recomienda su eliminación mecánica previa al grabado con ácido. (Figura 2) La capa amorfa cubre toda la corona clínica de los dientes deciduos, por lo que se recomienda prolongar el tiempo de grabado en estos dientes. Los dientes presentan de la dentición adulta presentan una capa altamente mineralizada de esmalte superficial que también se debe eliminar físicamente para facilitar el grabado ácido.⁹

2.2 GRABADO ÁCIDO DEL ESMALTE.

En 1955, Michael Buonocore, basado en un principio industrial, concluyó que la composición del esmalte superficial difería del subyacente al reaccionar con diferentes iones y con la saliva, aumentando la receptividad a la adhesión de la superficie del esmalte dentario con los materiales restauradores.¹ Este descubrimiento abrió las puertas de la odontología adhesiva.

La adhesión física micromecánica se produce con el grabado ácido del esmalte, el cual promueve una remoción masiva, pero selectiva de las estructuras minerales adamantinas, creando así millones de microporos en los que el adhesivo se aloja y queda trabado cuando endurece.¹³

El ácido actúa disolviendo selectivamente los extremos finales de los prismas de esmalte en la superficie, lo que consigue una superficie porosa e irregular, capaz de ser mojada y penetrada por una resina fluida, de baja viscosidad, que moja la superficie de los poros e irregularidades creadas por la disolución de los prismas de esmalte.⁷ Esto contribuyó para mejorar el sellado marginal de restauraciones de resina compuesta con márgenes localizados en esmalte.

Debe tratarse al esmalte siguiendo un protocolo específico para lograr unión micromecánica. En un inicio Buonocore empleó el ácido fosfórico al 85% para la técnica de grabado del esmalte, más tarde Silverstone comprueba que las altas concentraciones de ácido estaban en relación inversa a la formación de microporos, conclusión a la que también llegaron Gwinnet y Buonocore en su trabajo sobre adhesivos y prevención de caries (1965).¹⁴

Dependiendo de la estructura del esmalte, del tipo y concentración de ácido empleado y del tiempo que se deja actuar, tras el ataque ácido pueden

observarse microscópicamente diversos tipos de irregularidades en la superficie del esmalte. Silverstone y colaboradores clasificaron el efecto del grabado ácido en la estructura histológica del tejido adamantino de la siguiente manera:

Patrón I de grabado: Sucede por la disolución de la porción central de los prismas, mantiene relativamente intacta la periferia y forma pequeñas cavidades con diámetro aproximado de tres micrómetros, tomando un aspecto de panal de miel. Es el tipo de acondicionamiento más frecuente y el que permite una mejor adhesión de los materiales. (Figura 3)



Figura 3: Fotomicrografía que muestra esmalte acondicionado con ácido fosfórico, se evidencia un Patrón de grabado Tipo I.



Figura 4: Esmalte acondicionado evidenciando un Patrón de grabado Tipo II.

Patrón II de grabado: Se produce una disolución de las porciones periféricas de los prismas, es decir los contornos de la varilla adamantina, manteniendo el centro intacto. Los cuerpos de los prismas permanecen proyectándose a la superficie original del esmalte, fijando con aspectos opuestos al de los panales de miel. (Figura 4)

Patrón III: Efecto combinado de los dos patrones descritos anteriormente. Provoca una disolución mayor de las estructuras, envolviendo el centro y la periferia de los prismas del esmalte, afectando en un 60 a 70% la superficie adamantina, presentando áreas que corresponden al Patrón II.⁸

Retief describe un cuarto tipo, el que se produce cuando el grabado ácido se realiza en la capa aprismática.⁸

Diferentes casas comerciales e investigadores emplearon otros ácidos como el ácido nítrico, el EDTA, el ácido láctico, ácido pirúvico, el ácido cítrico y ácido fórmico, muchos de ellos produjeron patrones adecuados de grabado, sin embargo, el que mostro superioridad, inocuidad y una mejor “actuación” clínica fue el ácido fosfórico al 30% utilizado de manera adecuada.⁹

Macroscópicamente, después del grabado con ácido fosfórico al 37% el esmalte adquiere un aspecto blanquecino y opaco, o blanco lechoso, diferenciándose del esmalte normal. Si no se observa esta característica será necesario repetir el procedimiento. Clínicamente se observa una sutil pérdida de brillo superficial y no un aspecto blanco opaco cuando se utiliza ácido fosfórico o ácido maleico al 10%.⁸

El grabado ácido provoca un aumento de energía de superficie al remover la capa superficial del esmalte que es poco reactiva, dejando expuesta una superficie más reactiva, de tal forma que la resina fluida pueda humectar la superficie del esmalte de mejor manera. Además al aplicar una solución ácida que descalcifique selectivamente el esmalte, se forman innumerables porosidades o microrretenciones que aumentarán el área de superficie.⁸

Cuando se emplea ácido fosfórico a una concentración mayor al 40%, ocurre una gran disolución superficial, y como producto de la reacción entre el ácido fosfórico y la hidroxiapatita, se forman abundantes fosfatos de Ca, los cuales contaminan y obstruyen los microporos creados con el grabado inicial, evitando así un buen mecanismo de unión.¹⁴

Para el grabado ácido del esmalte normal se utiliza ácido fosfórico entre 30 y 40%, se coloca en el esmalte durante un período de tiempo entre 15 y 25 segundos, transcurrido el tiempo se lava por 30 segundos y más tarde se

seca el esmalte. El secado debe hacerse con aire seco y completamente libre de aceite o cualquier otro contaminante.⁹

Las áreas de esmalte descalcificadas por el grabado ácido que no son recubiertas por la resina evolucionan favorablemente, el color blanquecino característico del esmalte grabado se observa solo por algunos días. Siempre que la descalcificación no haya sobrepasado cierto límite, el esmalte puede ser remineralizado a través de la saliva o de soluciones calcificantes. El esmalte remineralizado tiene la misma resistencia que el esmalte normal.⁸

Por medio de una adecuada técnica de grabado se obtiene una resistencia adhesiva a las fuerzas tradicionales de 25 a 30 MPa en la unión esmalte-resina, lo que representa una unión muy fuerte.⁹

El acondicionamiento del esmalte generó grandes cambios en la forma de retención de las incrustaciones estéticas y una disminución considerable en la filtración marginal.

2.3 COMPOSICIÓN DE LA DENTINA.

La dentina es un tejido vital dinámico de origen mesodérmico que soporta al esmalte y protege a la pulpa. Está íntimamente relacionada con la pulpa por lo que se debe considerar como una extensión fisiológica de la misma.⁵ El esmalte y la dentina aunque presentan los mismos elementos inorgánicos, difieren en los componentes orgánicos, en los porcentajes de composición y en la disposición estructural de estos mismos.⁹ La dentina es un tejido conjuntivo mineral que presenta un 70% de componentes inorgánicos, 19-21% de componentes orgánicos y aproximadamente 10 % de agua.¹⁴ Algunos autores plantean que el contenido acuoso de la dentina varía de 1% cerca del límite amelo-dentinario hasta 22% cerca de la pulpa.¹²

La parte orgánica de la dentina está compuesta por fibras colágenas, proteoglicanos, glicosaminoglicanos, factores de crecimiento, proteínas osteogénicas, etc.⁹

La fase mineral de la dentina consiste principalmente en cristales de hidroxiapatita, que son aplanados y mucho más pequeños que los del esmalte. El 10% restante de la composición de la dentina corresponde al agua, que se localiza en la estructura cerámica así como en la matriz y el fluido dentinario.⁹

Microanatómicamente la dentina esta surcada por un sistema de túbulos cónico – alargados, dispuestos de forma radial divergente de la pulpa hacia el esmalte, en el interior de ellos discurren las prolongaciones citoplasmáticas desplegadas por los odontoblastos, las cuales reciben los estímulos, los transmiten a las células y estas reaccionan formando dentina terciaria o esclerótica. Cada tubo, además de la prolongación citoplasmática de los odontoblastos también contiene líquido intercelular.¹⁵ Según la proximidad con la pulpa varía el número y diámetro de los túbulos, de acuerdo con las

observaciones realizadas por Garberoglio & Brannstrom, la dentina superficial presenta en promedio un número de 20,000 túbulos/mm² con aproximadamente 0.9µm de diámetro; la dentina media unos 29,000 túbulos/mm² con cerca de 1,2µm de diámetro y la dentina profunda 45,000 túbulos/mm² con 2.5µm de diámetro. Debido a la presión pulpar los túbulos están constantemente llenos del fluido originado en la pulpa, generando así un flujo lento pero continuo.¹⁶

Circunscribiendo cada túbulo se encuentra la dentina peritubular de gran contenido mineral y el cuerpo principal entre los túbulos se denomina dentina intertubular. (Figura 5 y 6)

Inmediatamente adyacente a los túbulos, formando sus paredes se encuentra la dentina peritubular, de gran contenido mineral, es más gruesa en la zona externa (aproximadamente 0,75m) que en la interna (0,4), constriñendo el diámetro tubular hasta aproximadamente 1m cerca de la unión amelodentinaria.¹⁵ Clínicamente lo anterior es un aspecto importante, debido a que el grabado ácido de la dentina abre los túbulos, aumenta el diámetro del orificio tubular, desmineralizando la dentina peritubular.

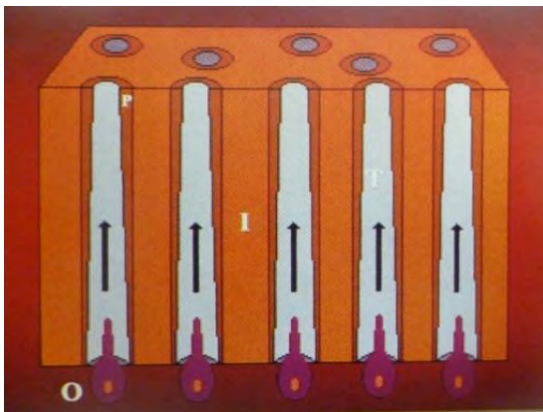


Figura 5: Disposición de la dentina: I=Dentina Intertubular, T= Túbulo dentinario, P= Dentina Peritubular.

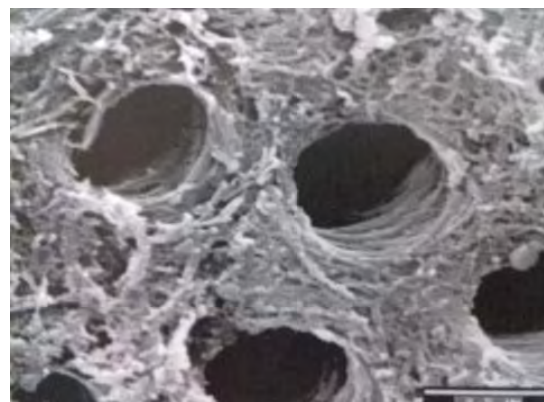


Figura 6: Dentina tubular e intertubular de la pared pulpar profunda. Se observa la pared del túbulo contoneado por las fibras colágenas.

2.4 SMEAR LAYER.

Al realizar la preparación de una cavidad en un diente con instrumentos rotatorios, los detritos resultantes del proceso de corte forman una capa en la superficie del esmalte y la dentina conocida como capa residual, barrillo dentinario, capa de desecho, lodo dentinario, capa untuosa, entre otros.⁹ El smear layer constituye una barrera física entre el adhesivo y la superficie del diente, puesto que se ancla firmemente sobre la dentina intertubular, obliterando los túbulos dentinarios total o parcialmente, y no es posible eliminarla con profilaxis convencional, soluciones con alcohol ni utilizando spray de agua y aire.¹⁰

Boyde et al, en 1963, fueron los primeros en describir esta estructura. Eick y Col., en 1970, definieron la composición del “smear layer” como una película orgánica de menos de 0,5 micrómetros de espesor, conteniendo partículas de apatita que alcanza una media de 0,5 a 15 μm .⁹

En 1981, Ruse y Smith señalaron que la composición del barro era la misma de la dentina, posteriormente, en 1984, Bowen y otros plantearon que el colágeno está degradado.⁹

Schulein, en 1988, definió los componentes del smear layer. Relató que está formado por pequeñas partículas inorgánicas del diente, saliva, sangre y varias bacterias.⁹

A la proyección de tapones del mismo tejido dentro de los túbulos dentinarios se le denomina smear plug, este fenómeno ocurre solo en la dentina superficial o media donde los túbulos no contienen proceso odontoblástico. Según Uribe, el smear layer tiene un espesor que va de 0.5 a 6.5 μm y el smear plugs de 4,5 y 8,6 μm .¹⁴ Ambos espesores dependen del instrumental rotatorio y velocidad empleada, la presión ejercida al momento de preparar la cavidad, la edad del diente y profundidad del tallado.¹⁴ (Figura 7 y 8)

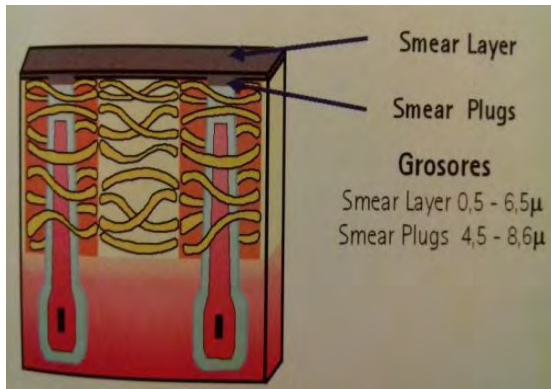


Figura 7: Esquema de la capa de smear layer, en la que se muestra la disposición de los smear plugs.

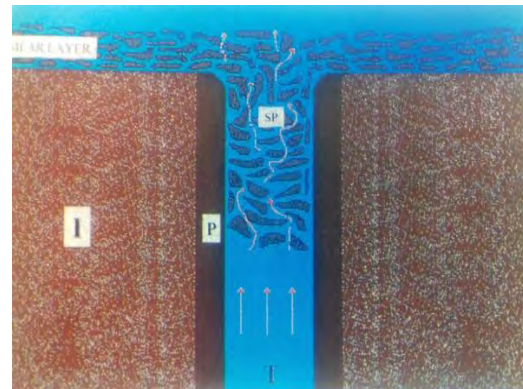


Figura 8: Superficie dentinaria recubierta por smear layer. El smear plug (SB) obstruye la luz del túbulo.

Actualmente se sabe que el smear layer está compuesto por esmalte pulverizado, cristales de hidroxiapatita, colágeno sano y parcialmente desnaturalizado, proteoglicanos, glucosaminoglicanos, fragmentos de diamante y carburo (procedentes de los instrumentos rotatorios), microorganismos, placa dentobacteriana, saliva e incluso sangre.¹⁰

La presencia de smear layer proporciona ventajas y desventajas, debido a ello el eliminar o no esta capa residual o hasta donde se puede intervenir en ella es un tema controversial, más aún cuando se pretende colocar una restauración adhesiva dentro de la cavidad.⁸

Aunque la capa es porosa, reduce dramáticamente el fluido en los túbulos dentinarios. En este sentido, la capa de desecho actúa reduciendo la sensibilidad postoperatoria lo que concuerda con la teoría hidrodinámica de Brannstrom.⁹ Al actuar como barrera física para sellar la dentina, la capa de smear layer previene la penetración de bacterias en los túbulos dentinarios, disminuye la permeabilidad transdentinaria y previene la hidratación de las superficies dentinarias, proporcionando un campo “seco” para la adhesión.¹⁰

El smear layer puede abrigar bacterias provenientes de la caries original o de la propia saliva, multiplicándose a través de nutrientes fortalecidos por el barro dentinario o fluidos dentinarios. Joubert plantea la necesidad de remover o desinfectar el barro contaminado con microbios.⁹

En 1997, Uribe Echevarría J. y Col., realizaron un trabajo de investigación utilizando microscopía electrónica de barrido y microsonda electrónica EDAX por dispersión de energía, cuya finalidad fue determinar las características microscópicas y el balance fósforo-calcio de la dentina normal y de la dentina cortada con instrumental rotatorio con formación de smear layer. Una vez procesados los valores obtenidos de la investigación se determinó que el contenido de calcio en muestras de dentina normal y dentina con smear layer fue semejante, a diferencia de la dentina normal, el contenido de fósforo en la dentina con smear layer fue ligeramente menor, no hubo presencia de carbonatos, nitratos, sílice y magnesio en la composición, al compararse las características microscópicas se considera a esta capa como una deformación del tejido conectivo y no una capa de desechos o lodo dentinario.¹⁴

Uribe señala que la interpretación de la composición y características microscópicas del smear layer, determina que actualmente existan diversos procedimientos clínicos, en los que esta capa puede recibir diferentes tipos de tratamiento de acuerdo con la forma de actuar de los sistemas adhesivos dentinarios, según se le considere como una deformación de tejido conectivo dentinario o como barro dentinario.¹⁴

Según Brannstron (1977), el smear layer presenta dos capas, una superficial y una profunda a las cuales nombro “smear on” y “smear in” respectivamente. La primera es una capa amorfa que reposa sobre la superficie dentinaria, es fácil de eliminar con agua y/o spray de agua, y la segunda capa está formada por partículas menores forzadas hacia el interior

de los túbulos dentinarios y solo se puede remover mediante ácidos. Varios autores aseguran que la presencia del smear in, además de evitar el exudado dentinario, ayuda a ofrecer una mayor cantidad de iones de calcio y fosfato.^{8,9}

Para conseguir la adhesión a dentina se requiere la activación del mismo tejido, lo cual puede realizarse de las siguientes maneras:

Desmineralización y eliminación del smear layer

El empleo de ácido fosfórico al 37%, además de eliminar el smear layer, aumenta el lumen de los túbulos dentinarios, dejando expuestas las fibras colágenas al eliminar la capa inorgánica superficial, para formar la capa de hibridización.¹⁷ (Figura 9) La incertidumbre generada por esta técnica es si el adhesivo será capaz de imprimir la zona de dentina desmineralizada por el ácido. La infiltración incompleta del adhesivo en la dentina desmineralizada puede crear porosidades y espacios submicrométricos con exposición de colágeno en la interfase diente-restauración.¹⁷ El ácido fosfórico penetra 25 μm en dentina y el adhesivo imprime solamente 3,9 a 4,5 μm , dejando una zona de 20,5 a 21,1 μm sin impregnar, dicha zona es susceptible a fallas adhesivas por contracción de polimerización.¹⁴ (Figura 10)

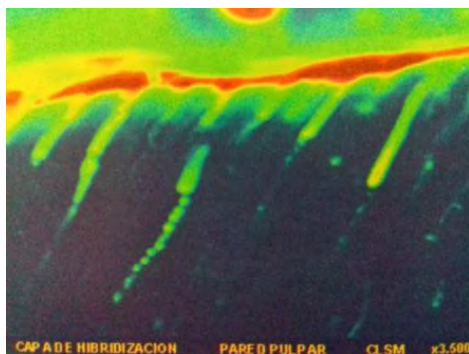


Figura 9: Dentina acondicionada que no fue impregnada por el adhesivo.

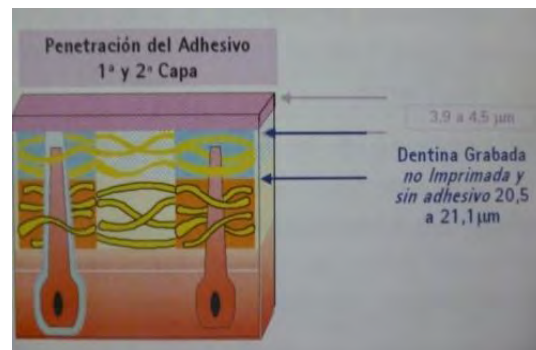


Figura 10: Capa híbrida en la que se evidencia la elevada difusión de los resin tags en la dentina de la pared pulpar.

Conservación de la fase mineral con adhesivos autocondicionantes

Estos adhesivos contienen ácidos débiles en bajas concentraciones con valores de pH variables, que desmineralizan parcialmente el smear layer, lo impriman y forman sales evitando la pérdida mineral, formando así una capa de reacción- integración (Figura 11), que permite la adhesión a dentina a través de la formación de una capa químico micromecánica sin pérdida mineral.¹⁴ (Figura 12)

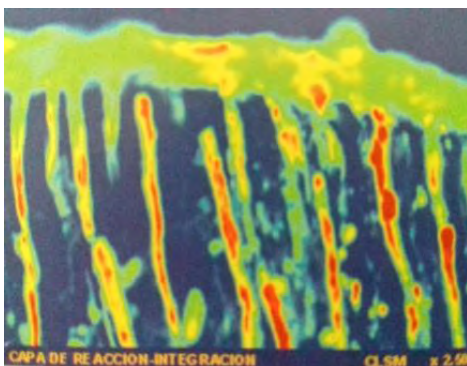


Figura 11: Capa reacción-integración lograda por acción de un self etch adhesive.

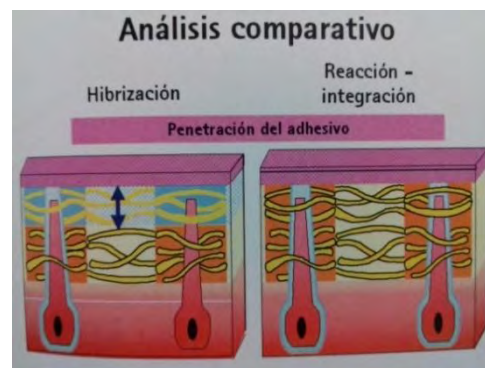


Figura 12: Comparación entre ambas capas.

Conservación de la fase mineral y desproteinización parcial mediante el uso de hipoclorito de sodio

En uno de sus trabajos, Uribe propone la aplicación de hipoclorito de sodio al 5,25%, logrando una capa intermedia por oxidación y desproteinización. El hipoclorito al eliminar parcialmente el contenido glicoproteico de colágeno, glicosaminoglicanos y proteoglicanos, conservando la fase mineral, produce una capa muy compacta entre la dentina normal y la dentina impregnada por el adhesivo.¹⁴

La eliminación de las fibras proteicas crea espacios en la fase mineral mayores a los espacios interfibrilares producidos por la desmineralización, haciendo más efectiva la impregnación por parte del agente adhesivo. El

hipoclorito de sodio además de promover la adhesión, sirve como bactericida y bacteriostático. Se aplica durante 45 segundos sobre las preparaciones cavitarias por medio de un microbrush, se frota de manera suave el substrato expuesto, luego se lava durante 5 segundos con agua presurizada y se seca con aire por otros 5 segundos, de inmediato se aplica el adhesivo de autograbado en toda la preparación para obtener la formación de la Capa Intermedia por desproteinización.¹⁴

Está técnica se ha evidenciado como una forma de minimizar la sensibilidad de la técnica de hibridación, propiciando un sellado marginal adecuado, sin que haya alteración en la resistencia adhesiva.¹⁷

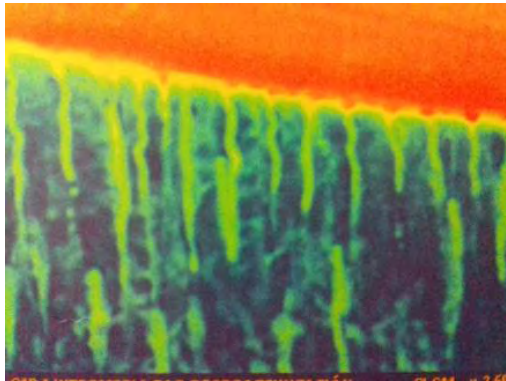


Figura 13: Capa Intermedia por Desproteinización. Se observa una difusión profunda de los resin tags en la dentina.

2. 5 GRABADO ÁCIDO DE LA DENTINA.

Bajo los mismos principios de la técnica de grabado ácido del esmalte pero utilizando ácido en menor concentración y durante menos tiempo de contacto, Buonocore aplicó esta técnica en la dentina reportando resultados sorprendentes en los que el grabado ácido de la dentina duplicaba la cifra de adhesión, comparándola con dentina sin acondicionamiento previo.¹⁸

Perdigao define el acondicionamiento de la dentina como cualquier alteración química de la superficie dentinaria mediante ácidos o comúnmente menos, un quelante de calcio (EDTA) con el objetivo de remover la capa de desecho y simultáneamente desmineralizar la superficie dentinaria.³ (Figura 13)

El grabado ácido puede mejorar la unión del material restaurador con el diente, además en determinados casos, esta técnica permite economizar dentina sana que normalmente debería ser removida para la ejecución de retenciones adicionales y puede realizarse con diferentes sustancias ya sea para remover o modificar el smear layer.⁸ (Figura 14)

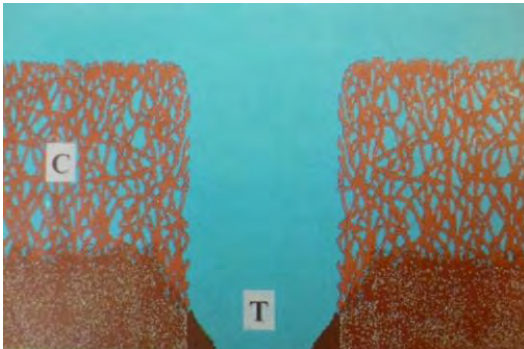


Figura 13: Exposición de la red de fibras colágenas en la dentina acondicionada.



Figura 14: Presencia de smear layer en una cavidad y su remoción con agentes ácidos.

Buonocore y Col., fueron los primeros en realizar grabado ácido en dentina con ácido clorhídrico al 7% durante un minuto, la dentina se volvía mineralmente pobre, rica en sustrato proteico y muy húmeda.

Bertolotti R. (1992) plantea que los ácidos preparan la dentina para la adhesión resinosa, sin embargo dice que no todos actúan de la misma forma. Señala este autor que los ácidos fuertes producen remoción tanto del smear layer como de los tapones de barro dentinario intratubular, mientras que otros ácidos como el maleico y el EDTA solo remueven el barro sin la eliminación de los tapones intratubulares.⁹

El ácido poliacrílico, como ácido orgánico-poliácido de molécula grande, no tiene un efecto irritante sobre la dentina y promueve la unión química gracias a los grupos carboxilos por quelación.¹⁴

En 2003, Guzmán plantea que la aplicación de una solución de ácido poliacrílico al 20% durante 10 segundos, luego de ser lavado profusamente, logra una efectiva limpieza dentinal en la zona intertubular. Sin embargo los tapones intratubulares persisten. Este ácido no irrita a la dentina y promueve la unión química gracias a los grupos carboxilos.¹⁴ (Figura 15)

El ácido cítrico actualmente está en desuso por su baja biocompatibilidad. En su trabajo sobre Dentística, Busato A., Gonzales P. Prates R. (2002) informan sobre la severa desmineralización que el ácido cítrico provoca y además luego de reaccionar con el tejido permite el crecimiento de hongos en su interior. Ellos consideran a los ácidos poliacrílico, tánico y bórico como ácidos débiles que eliminan solo el smear on e impiden la salida de fluido dentinario, conservando así más iones de calcio y fósforo para una mejor adhesión.⁹

Los mismos autores informan que el EDTA al 17 % es capaz de eliminar parte del barro así como de limpiar los túbulos a una profundidad de 5 micras, sin comprometer la unión resina-dentina, lo consideran más biocompatible comparado con los demás ácidos, también señalan que el ácido maleico es menos agresivo y está indicado en la técnica de grabado total.⁸(Figura 16)



Figura 15: Dentina acondicionada mostrando el ensanchamiento de los aperturas tubulares.



Figura 16: Dentina acondicionada con ácido fosfórico al 10% durante 15 seg. Se observa remoción de smear layer, pero no de smear plugs.

Fusayama preconiza el ataque ácido total, con ácido fosfórico al 37%, lo que posibilitaría la abertura de los canalículos dentinarios, facilitando la penetración de los agentes adhesivos. La aplicación del sistema adhesivo, previo grabado total sobre dentina profunda, producirá necrosis, asintomática por un período no determinado.¹⁴

Una realidad asociada al grabado ácido de la dentina es la sensibilidad postoperatoria. Una teoría plantea que el ácido graba el tejido dental a una profundidad que el imprimador no alcanza, dejando un espacio vacío que posteriormente será ocupado por fluido dentinario. El desplazamiento del líquido dentinario provoca la estimulación del odontoblasto lo que se traduce en dolor postoperatorio. Otros autores señalan que la gran fuerza de contracción volumétrica por polimerización del composite es capaz de desprender la restauración de las paredes cavitarias, dejando un espacio entre cavidad y restauración que será ocupado por fluido dentinario. Cuando el diente entra en función y la restauración se micro-deforma, se crea un “efecto de embolo” que desplaza el líquido hacia el odontoblasto produciendo su estimulación y generando malestar al paciente. Otra teoría indica que el ácido a altas concentraciones o que se dejó actuar por un periodo prolongado de tiempo, así como un secado excesivo, puede atraer los núcleos de los odontoblastos hacia el túbulo provocando dolor.⁹

Las molestias postoperatorias pueden disminuirse o eliminarse mediante el empleo de ácidos durante poco tiempo y un correcto secado (no desecado) de la superficie, así como un adecuado manejo de la técnica adhesiva. Ante la pregunta de grabar o no grabar la dentina, Guzmán propone: no se graba dentina profunda, se protege primero, para luego grabar esmalte periférico y si se desea dentina lateral.¹⁴

Según Joubert al preparar a la dentina con ácidos se obtiene un promedio de valores adhesivos entre 15 y 30 MPa.⁹

2.6 CAPA HIBRIDA.

Nakabayashi y Stanley describen al colágeno como un polímero biológico de aminoácidos, recubierto con proteínas no colágenas y proteoglicanos muy hidratados, es decir un substrato con muy poca posibilidad de reacción adhesiva.¹⁴ Debido a la complejidad de su estructura, la adhesión a la dentina se ha considerado más difícil y menos predecible que la adhesión a esmalte.¹⁹ La adhesión micro mecánica de la resina a la dentina se obtiene gracias a la formación de esta capa, la cual fue descrita en 1982 por Nakabayashi, quien la define como la zona de interdifusión dentina-resina, formada por la infiltración de monómeros del imprimador y el adhesivo en la red de fibras colágenas expuestas por la acción del acondicionador ácido sobre la dentina peri- e intertubular.⁶(Figura 17 y 18)

Figura 17: Difusión del primer dentro de la malla de colágena.

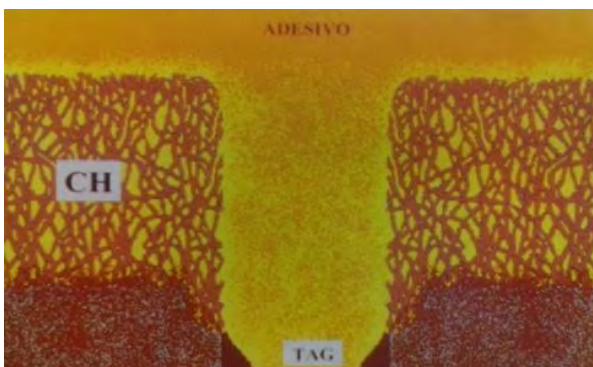
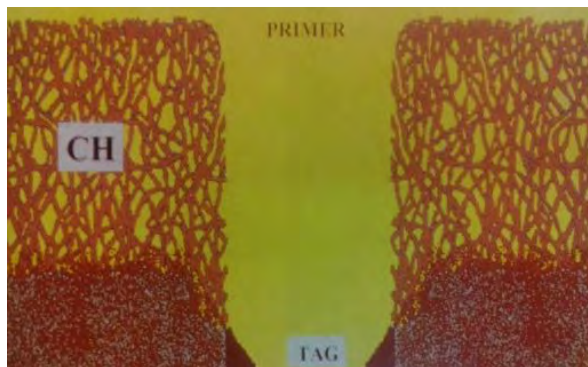


Figura 18: Formación de la capa híbrida.

Nakabayashi plantea que el ácido es capaz de eliminar el barro dentinario y mineral de la dentina, exponiendo una malla de colágeno sin sostén mineral, donde posteriormente entrará el complejo primer adhesivo, y luego de que polimerice, quedara trabado formando una capa de dentina infiltrada por resina.⁹ La capa de hibridación o retículo interpenetrante micromecánico de metacrilato polimerizado y colágeno dentinario es un híbrido reforzado, mitad dentina- mitad resina. (Figura 19)

Joubert cita a Dell Acqua y Novero quienes señalan que la entrada de la resina en el túbulo es responsable del 25 a 40% de la fuerza adhesiva entre resina y dentina, el resto del valor adhesivo está dado por la presencia de la capa híbrida.

Los sistemas adhesivos modernos difunden no solo en la superficie de la dentina recién preparada, sino también al interior de los túbulos abiertos, penetrando la dentina peritubular lateralmente, removiendo la hidroxiapatita y sustituyéndola por productos resinosos.

La capa híbrida produce un bloqueo físico a nivel de la dentina que evita el movimiento hidrodinámico del fluido dentinario.⁹

Otro de los beneficios que aporta la formación de esta capa, es el sellado tubular permanente, minimizando o impidiendo el paso de productos químicos o bacterias a la cámara pulpar.

La capa híbrida es resistente a los ácidos, insoluble, semipermeable, aumenta la resistencia de unión a la dentina y disminuye la filtración marginal. Sin embargo al evaluarse presenta nanofiltraciones y microfiltraciones.¹

La hibridación es totalmente dependiente del acondicionamiento ácido, debido a que precisa la remoción total del smear layer. El ácido remueve el calcio que forma a la dentina peritubular, de tal manera que el canalículo se

abre en forma de una taza permitiendo el paso del adhesivo a su interior.⁸
(Figura 20)

Figura 19: Interfase resina-dentina mostrando la capa híbrida de aprox. 5 μ m, esta zona difusa también está presente entre los tags dentinarios



Figura 20: Canaliculos abiertos en forma de taza en la dentina acondicionada.



CAPITULO 3

EVOLUCION DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

Desde sus inicios los adhesivos dentinarios han mostrado gran variación en su composición química, resistencia de unión y presentación comercial.⁷

En este trabajo hablaremos de los sistemas adhesivos de acuerdo a su cronología de aparición en el mercado, agrupándolos por generaciones, sin embargo no existe una norma oficial que los clasifique de acuerdo a ello.

3.1 SISTEMAS ADHESIVOS DE PRIMERA GENERACIÓN.

El primer intento en lograr un agente adhesivo surge en 1951, por el químico suizo Hagger O., quien trabajando para Amalgamated Dental Company en Inglaterra y en Zuiza, desarrolla el GPDM o ácido glicero-fosfórico-dimetacrilato, un material de resina acrílica que podía ser polimerizado catalíticamente por la acción del ácido sulfínico, creando así el primer sistema adhesivo Sevriton Cavity Seal.^{1,3,11} Kramer y Mc Lean realizaron el primer informe de este producto, examinaron la dentina adherida por microscopia óptica y observaron que tras la aplicación de hematoxilina, la subsuperficie adquirió una coloración más intensa que las superficies control, especulando que tal reacción indicaba que la resina había cambiado la dentina, haciendo suponer una unión química con la misma. Por la naturaleza hidrofóbica del producto los valores de resistencia adhesiva no superaban los 3 MPa.¹⁶

El primer adhesivo dentinario fue propuesto por Bowen en 1965 y comercializado con el nombre de Cervident (S.S White, Lakewood). Su composición era a base de cianoacrilatos para la unión química al colágeno dentinario y la molécula NPG-GMA (N- fenilglicina – glicidil Metacrilato) para la unión al calcio dentinario. En teoría, la unión se generaba por la quelación

del agente adhesivo con el calcio en la superficie del diente para formar uniones químicas de la resina al calcio de la dentina.² A pesar de que si se lograba la penetración peritubular del adhesivo, esta contribuía de manera reducida a la retención de la restauración, por lo que la unión duraba pocos meses. Las fuerzas de unión a la dentina *in vitro* eran bajas, de 2 a 3 MPa.¹¹ La baja fuerza de unión de este adhesivo se debe, entre otras razones, a que el NPG-GMA cristalizaría en la superficie al secarse dando como resultado un área de superficie más reducida para la unión a la resina.¹³

Su empleo se indicaba en cavidades pequeñas de clase II y V. Clínicamente los resultados fueron desalentadores al emplearlo para restaurar lesiones cervicales no cariosas sin retención mecánica², además era común la sensibilidad posoperatoria al utilizarlo para la restauración de dientes posteriores.⁷

Otro adhesivo de primera generación es Creation- Bond (Dent- Mat) que utiliza como sistema de unión a dentina un éster fosfórico derivado del ácido tartárico.¹³

Los resultados con los adhesivos de esta generación fueron insatisfactorios, al tratarse de compuestos hidrófugos que no eran compatibles con la humedad de la superficie dentinaria y sufrían de gran contracción a la polimerización lo que trae como consecuencia elevada microfiltración marginal. (Figura 21) Por lo general, el agente adhesivo polimerizaba antes de producirse la unión con el material de restauración.¹⁸

Figura 21: Adhesivo de Primera Generación.



3.2 SISTEMAS ADHESIVOS DE SEGUNDA GENERACIÓN.

A principios de la década de los 70's, la investigación se enfocó en la mejora de los agentes de unión de los sistemas adhesivos. Los adhesivos pertenecientes a esta generación fueron indicados para aplicarse directamente sobre la smear layer, no eliminaban esta capa sino que trataban de unirse químicamente a la porción mineral, orgánica o acuosa de la dentina.¹⁰

En 1977, se comercializa el primer producto de esta generación de adhesivos dentinarios, Clearfil Bond System F (Kuraray, Osaka, Japón), era un material éster fosfato (fenil P y hidroxietil metacrilato [HEMA] en etanol), se presentó como un sistema de dos componentes al incorporar activadores químicos.²

Este producto intentaba emplear la capa residual (smear layer) como substrato para adhesión.⁷ La interacción polar entre grupos fosfato de la resina cargados negativamente y los iones de calcio en el barrillo dentinario cargados positivamente, constituían su mecanismo de acción. La adhesión estaba limitada a la relativa retención de la capa de detritus dentinaria con la dentina superficial. Debido a lo insignificante de esta unión era necesaria la retención en la preparación de cavidades.⁷ Por tal motivo quedo expuesta la presencia de barrillo dentinario al examinar ambos lados de las uniones que fallaron.²

En las restauraciones de dientes posteriores se generó sensibilidad postoperatoria y gran microfiltración en los márgenes en dentina.⁷

En los primeros años de la década de 1980 se crearon adhesivos dentinarios de diferente composición química, en los cuales la unión se establece por la reacción entre el fosfato del adhesivo y el calcio de la estructura dental.²

En 1983, se comercializa Scotchbond (3M ESPE, St. Paul, Minn) un esterfosfato del Bis-GMA (bisfenol glicidil- metacrilato) que se presentaba en dos componentes: la resina hidrofóbica formada por Diclorofosfato de Bis-GMA al 57%, 43% de TEG-DMA (Trietilglicidil-dimetacrilato) y pequeñas cantidades del iniciador de peróxido de benzoilo y el componente líquido, constituido por 95% de etanol, aceleradores (canforoquinonas al 0.06% en los fotopolimerizables y sulfocinato sódico de benceno para los foto y autopolimerizables). La fuerza de unión *in vitro* de estos adhesivos fue de 1 a 5 MPa. En los primeros estudios de realizados por la compañía 3M se puso de manifiesto la afinidad específica que tiene este producto por las resinas producidas por la misma. Algunos estudios independientes confirmaron que es un material específico que funciona mejor con los composites de sistema Bis- GMA. Una vez polimerizado el adhesivo, el fabricante recomendaba esperar de 10 minutos a 24 horas (recomendación de G. Christenson) antes de proceder con el acabado de composites unidos en su mayor parte a dentina.¹³

En el mismo año, la casa Vivadent (Ivoclar) introduce el adhesivo llamado Dentin- Adhesit, el cual contiene un monómero sólido isocianato prerreaccionado de dimetacrilato de uretano, suspendido en solvente de cloruro de metilano a una concentración del 20%. Este producto requiere del uso de agentes químicos de secado que pueden tener efectos adversos sobre la pulpa, además tarda 24 horas en alcanzar su máxima fuerza de unión, por lo que en obturaciones grandes la contracción de polimerización del composite puede causar un margen abierto cuando todavía la unión dentina resina no se ha completado.¹³

En 1984 la casa Johnson y Johnson introduce el Dentin Bonding Agent que tiene una estructura similar a la del Scotchbond. Es un éster fosfórico del Bis-GMA en un solvente alcohólico de p- tolueno-sulfónico ácido. Al igual que Scotchbond, este producto es quimiopolimerizable.¹³

En el mismo año la compañía Kerr introduce el adhesivo Bondlite, presentado en dos componentes que deben mezclarse. Está compuesto por 40% de Bis- GMA, 40 % de TEDMA y 20 % de HEMA fosfonado (hidroxietilmetacrilato). El líquido contiene un 95% de etanol y algunos aceleradores con un 0.6 % de canforoquinona. Es químico y fotopolimerizable. Al utilizar un monómero acrílico HEMA más pequeño puede favorecer la accesibilidad y mayor disponibilidad de los componentes fosfatos activos, es menos específico que el Scotchbond por lo que puede emplearse con diferentes tipos de composites¹³. (Figura 22)



Figura 22: Adhesivo Bondlite de la Compañía Kerr



Figura 23: Adhesivo fotopolimerizable Scotchbond (3M)

A finales de 1984 la compañía 3M introduce el Scotchbond fotopolimerizable, una modificación de su precursor quimiopolimerizable, al que se añade un fotoiniciador (arilsulfonato, canforoquinona y una amina terciaria alifática). Este adhesivo es químico y fotopolimerizable debido a que no se ha eliminado el iniciador químico.¹³ (Figura 23)

El Prisma Universal Bond (Caulk – Dentsply) recomendaba, al igual que en sus modificaciones subsecuentes, preservar la película de barro dentinario y promover una interacción química con ella.

La resistencia de unión de estos productos fue de 5-7 MPa. Además del problema que representaba el débil enlace del barrillo dentinario, estas resinas estaban relativamente desprovistas de grupos hidrofílicos y tenían grandes ángulos de contacto sobre superficies intrínsecamente húmedas. Estos adhesivos al no penetrar por completo la profundidad de la capa de barrillo dentinario, no alcanzaban la dentina superficial para establecer una unión iónica o extensiones de resina al interior de los túbulos dentinarios. Debido a lo anterior, el material de unión tendía a desprenderse de la superficie de la dentina, esto aunado a la diferencia en los coeficientes de expansión térmica trajo como consecuencia la microfiltración entre el composite y el diente.

Contrario a lo que se creía inicialmente, el rendimiento *in vitro* de los adhesivos de segunda generación era inaceptable a los 6 meses de haber sido colocado. En preparaciones dentales cervicales sin retención adicional, como es el biselado y el grabado ácido, el rendimiento *in vivo* de los materiales era clínicamente inaceptable 2 años después de haberse realizado.

3.3 SISTEMAS ADHESIVOS DE TERCERA GENERACION.

En el desarrollo de los sistemas de adhesión a dentina, se buscaron diversos enfoques para obtener una mejora en la adhesión y en la técnica que reflejara mayores valores de resistencia de unión a la dentina. En esta generación la estrategia de adhesión consistía en remover, sustituir o modificar la capa de smear layer.¹⁶

Debido a la naturaleza hidrófoba de los adhesivos de segunda generación, la humedad de la dentina vital continuaba representando un problema, por lo que surge un tercer componente llamado primer (imprimador) que se utiliza después del grabado y antes de aplicar el adhesivo, capaz de humedecer la dentina y acondicionarla para la acción del adhesivo.¹ La incorporación de este agente de unión hidrófilo al sistema adhesivo constituye uno de los grandes avances registrados en esta generación.¹⁸

Una vez que el substrato dentario ha sido modificado, los grupos químicos activados del imprimador incorporados dentro de un vehículo de resina líquida permiten cierto tipo de reacción química con el substrato dentario para lograr adhesión, retención y sellado, sin depender exclusivamente de la microporosidad.¹⁴

En 1982, Bowen y colaboradores describieron un sistema que elimina y reemplaza el smear layer. El acondicionamiento ácido deplecionaba los iones de calcio de la superficie dentinaria, necesarios para que la resina hidrofílica NPG-GMA interactúe por quelación con la dentina. El smear layer era eliminado y reemplazado por un precipitado insoluble, mediante el acondicionamiento con una solución de ácido nítrico diluida (2,5 %) y oxalato férrico. El smear layer "artificial" se unía de forma más estrecha a la dentina que el smear layer original, sellando efectivamente los túbulos dentinarios y contenía una proporción de cationes metálicos elevada. Los monómeros

hidrofílicos NPG-GMA se mezclaron con acetona y se aplicaron por separado.¹⁵

En el mismo año la casa Dent-Mat introduce Tenure, el primer producto comercial basado en la fórmula de Bowen, un sistema de 8 pasos que luego se simplificó y se presentaba como un acondicionador que contenía oxalato de aluminio al 3,5%, ácido nítrico al 2,5% y un 94% de agua, una solución A con NPG-GMA en acetona al 94% y una solución B que era un 10% de PMDM (compuesto de hidroxietilmetacrilato y dianhidropirromielítico). En la formulación el oxalato fue reemplazado por la sal de aluminio para evitar pigmentaciones in vivo asociadas con el ion férrico. Una vez que ha sido lavado el acondicionador y secada la superficie de la dentina se aplica sobre ella la mezcla resultante de las soluciones de acetona de NPG-GMA (Tenure A) y PMDM (Tenure B).¹⁵ Posteriormente se coloca la resina Bis-GMA sin relleno y se polimeriza. El acondicionador remueve el barrillo dentinario reemplazándolo por cristales de oxalato que penetran en los túbulos dentinarios.^{11,12} El Tenure fue considerado el primer sistema de unión universal norteamericano en el que el esmalte y la dentina podían acondicionarse de manera simultánea.

En 1984, Kuraray (Osaka, Japón) introduce Clearfil New Bond, un material a base de fosfato que contenía HEMA y una molécula de 10 carbonos conocida como 10-MDP, que incluye un componente hidrófobo largo y un componente hidrófilo corto.²

En 1985, en Europa Occidental la compañía Bayer introduce al mercado un sistema diseñado para su adhesión a dentina por quelación de calcio y unión al colágeno, llamado Gluma Dentin Bond (Bayer Dental, Leverkusen, Alemania) que graba el esmalte con ácido fosfórico al 37% y la dentina con EDTA al 17%. El material contiene 5% de glutaraldehído, 35 % de HEMA y

60% de resina sin relleno. Empleaba el EDTA como acondicionador y agente quelante, y agregó glutaraldehído al primer de resina hidrofílico HEMA para potenciar la adhesión al colágeno. La técnica se completa con la aplicación del agente de unión Bis-GMA y TEG-GMA (trietilenglicol glicidilmetacrilato). El fabricante recomendaba colocar la resina compuesta restauradora sobre la resina adhesiva no polimerizada, lo cual pudo comprometer la efectividad de dicho sistema.^{2,3}

Otro sistema basado en la modificación del smear layer es Scotchbond 2 (3M), el cual contenía un primer llamado Scotchprep, compuesto por una solución acuosa de ácido maleico al 2.5% y hema al 55%.¹⁶ El primer se coloca sobre la superficie dentinaria y se seca con aire, en lugar de lavarlo. El primer solubiliza y disuelve el smear layer y desmineraliza la dentina. El proceso de acondicionamiento y la infiltración de HEMA se llevan a cabo de manera simultánea. Finalmente se coloca el agente de unión de Bis-GMA/HEMA. La resistencia de unión a la dentina con este sistema fue de 8,8 MPa, según lo publicado por Barkmeir y Cooley (1992).¹⁵ (Figura 24)

Debido a los excelentes resultados obtenidos en diversas pruebas clínicas, el Scotchbond 2 fue el primer sistema de unión a la dentina que recibió aprobación “provisional” por parte de la American Dental Association, seguida de una completa aceptación.^{3,16}

Otros adhesivos de tercera generación son Mirage Bond (Chameleon) y Restobond 3 (Lee Pharmaceuticals). La composición química de estos adhesivos proviene del sistema de oxalato de Bowen, aunque presentan una nueva modificación. El acondicionador no contiene oxalatos metálicos debido a que su eliminación no reduce la resistencia de unión, la N-fenilglicina (NPG) se sustituye por NTG-GMA y se añade 2, 5% de ácido nítrico y NPG. Se les conoce como preparadores con autograbado a las soluciones que

combinan acondicionadores ácidos y agentes preparadores. Una vez realizado el acondicionamiento, lavado y secado de la superficie se procede a la aplicación de un preparador con el 10% de PMDM. Por último se coloca el adhesivo a base de Bis-GMA.¹⁵

Prisma Universal Bond 3, es un sistema que no emplea un acondicionador por lo que no altera significativamente el smear layer. El primer consiste en una solución de etanol de HEMA al 30% y un éster fosfonatado pentacrilato al 6% (PENTA), un promotor de adhesión que permite la mejor penetración del primer al producir una desmineralización leve del smear layer. El agente de unión está compuesto por UDMA, TEG-GMA, PENTA y glutaraldehído.¹⁵ (Figura 25)



Figura 24: Adhesivo Scotchbond 2 (3M).



Figura 25: Adhesivo Prisma Universal 3.

La resistencia de unión de estos adhesivos fue de 8 a 15 MPa lo que representó un incremento significativo en la fuerza de adhesión a dentina. Hubo disminución de la sensibilidad post-operatoria en las restauraciones oclusales posteriores. Mediante varios estudios se comprobó que la adhesión de estos adhesivos empezaba a decrecer después de 3 años en boca, lo que representa una gran desventaja.⁷ Gracias a su naturaleza hidrofílica las nuevas fórmulas eran potencialmente más compatibles con la dentina como sustrato.

3.4 SISTEMAS ADHESIVOS DE CUARTA GENERACIÓN

Las innovaciones de esta generación de adhesivos son el grabado total y la adhesión a dentina húmeda, conceptos planteados en la década de los 80's por Fusayama y Nakabayashi en Japón, introducidos a Estados Unidos por Bertilotti y popularizados por Kanca.⁷

El Smear layer representaba un obstáculo para la unión de la resina al sustrato de la dentina subyacente, por lo que tenía que ser removida. Bajo este principio, se introduce a finales de 1980 una cuarta generación de adhesivos, para emplearse sobre dentina grabada con ácido por lo que también se denominaron sistemas de grabado total o sistemas de grabe y lave de tres pasos.⁷

La técnica de grabado total o de grabado y aclarado se refiere a la aplicación simultánea de ácido fosfórico en esmalte y dentina, que da como resultado una desmineralización de la dentina intertubular y peritubular, apertura de los túbulos dentinarios y exposición de una densa red de fibras de colágeno, lo que aumenta la micro porosidad de la dentina intertubular.² Esta técnica que tuvo su origen en Japón fue desaprobada en Estados Unidos y Europa hasta finales de la década de los 80's, debido a las hipótesis establecidas por algunos investigadores quienes suponían que la aplicación de ácidos en dentina podían inducir inflamación pulpar.^{2,3}

Los 3 componentes esenciales de estos sistemas adhesivos son:

- 1) Acondicionador: Solución compuesta generalmente por ácido fosfórico, maleico o cítrico, presentado como un gel espesado por silica o polímeros solubles, requiere lavarse después de su aplicación.

- 2) Primer o imprimador: Solución compuesta por monómeros hidrofílicos disueltos en solventes orgánicos, a los que se les adiciona fotoiniciadores. Se utiliza para impregnar la red de fibras colágenas expuestas, formando así la capa híbrida. La acetona y el etanol tienen la capacidad de eliminar el agua de la superficie dentinaria y llevar los monómeros dentro de la red colágena, impregnándola.

- 3) Bonding o adhesivo: Mezcla de monómeros hidrofóbicos, hidrofílicos y fotoiniciadores. Tiene como objetivo hacer la conexión entre el colágeno impregnado y el material restaurador resinoso en utilización.^{5,16}

El adhesivo All Bond 2 (Bisco) se suministra con dos acondicionadores de dentina opcionales. Fue el primero en suministrar como acondicionador dentinario ácido fosfórico al 10% con agentes espesantes de silicio, tras aplicarse el acondicionador en la superficie dentinaria, se lava y seca. Cuando se emplea con el acondicionador SA-HEMA al 20%(anhídrido succínico- hidroxietilmetacrilato), se aplica y seca con aire, este acondicionador al ser levemente ácido solamente modifica el smear layer. En ambos casos, después de aplicar el acondicionador dentinario, se mezcla un preparador de fraguado dual de dos componentes, NTG-GMA y BPDM (Bifenildimetacrilato) y se aplican varias capas. El agente de unión está compuesto por Bis-GMA, UDMA y HEMA. Se publicaron resistencias de unión de 20 MPa que superan a las aceptadas comúnmente para el esmalte- resina.¹⁵

Denthesive (Kulzer) es un sistema diseñado para unión a la hidroxiapatita y al colágeno de la dentina. Emplea un acondicionador compuesto por EDTA para eliminar el smear layer. El primer de doble componente está compuesto por di-HEMA fosfato, un derivado HEMA, y un éster funcional del ácido

maleico, MMEM (mono metacriloxietilmaleato). Finalmente se aplica y polimeriza la resina adhesiva UDMA que contiene un 42%(de peso) de microrelleno silanizado.¹⁵

Syntac (Ivoclar- Vivadent) no requiere de acondicionador de dentina, se suministra con un primer de autograbado compuesto por un 4% de ácido maleico y TEG-DMA en acetona. Tras aplicar y secar el primer se aplican dos resinas adhesivas. La primera contiene 5% de glutaraldehído y polietilenglicol dimetacrilato en agua. (Figura 26 y 27) Después se seca con aire el adhesivo y se aplica la resina sin relleno Heliobond (Bis-GMA y TEG-DMA) y se fotopolimeriza. En 1992 Gwinnett y colaboradores observaron resistencias de unión a la dentina de 20 MPa.¹⁵



Figura 26: Adhesivo Syntac.



Figura 27: Heliobond.

Optibond (Kerr) fue diseñado para emplearse en casos de restauraciones directas o indirectas. Contiene un primer fotopolimerizable monocomponente compuesto por HEMA, GPDM y mono(2-metacriloxietil)ftalato(PAMM) en etanol y agua. El primer se aplica frotando la superficie de la dentina que no ha sido grabada con ácido fosfórico, se fotopolimeriza el primer y se aplica la resina adhesiva formada por TEG-DMA, UDMA y GPDM. En caso de restauraciones grandes o indirectas se emplea una capa de polimerización

dual de doble componente en lugar de la resina adhesiva. El material de polimerización dual contiene Bis-GMA, HEMA, silicio humectado y cristales con flúor, relleno del 48% en peso.¹⁵

Scotchbond Multipurpose (3M), se emplea en 3 pasos. Presenta un grabador multipropósito diseñado para emplearse en dentina y esmalte, consiste en una solución acuosa de ácido maleico al 10% y un espesante sin silicio, tiene una consistencia viscosa fluida debido a que no es necesario controlar que su aplicación afecte solamente al esmalte. Se recomienda aplicar el grabador durante 15 segundos después se lava y seca. El primer está compuesto por una solución acuosa de HEMA y un copolímero polialquenoico, se cree que este último reduce la sensibilidad a la humedad que se observa en otros sistemas en condiciones de humedad relativamente elevadas. El adhesivo propiamente dicho está constituido por Bis-GMA y HEMA. Según lo informado por el fabricante, el sistema fotoiniciador patentado reduce el grosor de la película y el tiempo de polimerización en comparación con su predecesor, el Scotchbond 2.¹⁵ (Figura 28)



Figura 28: Sistema adhesivo Scotchbond Multi- Purpose.

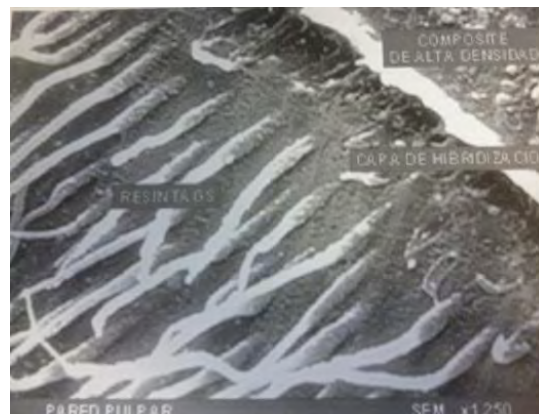


Figura 29: Capa Híbrida. Se observa la dentina penetrada por los resin tags.

La presencia de la capa híbrida, aumento la habilidad de estos sistemas de adhesión de unirse efectivamente al sustrato dentinario para sellar la superficie de la dentina eliminando casi por completo el flujo de fluidos en la interfase y disminuyendo la sensibilidad posoperatoria propia de estos procedimientos operatorios.⁶ (Figura 29)

Una mejora significativa y consistente en el comportamiento clínico demostró correlación con los resultados in vitro que mostraron una adhesión más fuerte y estable con esta generación de sistemas adhesivos. (Figura 30) Sus excelentes características y funcionalidad durante las pruebas de laboratorio y clínicas, los han colocado como estándar de oro para estudios comparativos.⁶



Figura 30: Ejemplos de adhesivos de 4^a Generación, mostrando múltiples frascos.

3.5 SISTEMAS ADHESIVOS DE QUINTA GENERACIÓN

Los adhesivos de esta quinta generación salen al mercado a principios de la década de los 90's, tenían como objetivos consolidar la formación de la capa híbrida, la búsqueda de adhesión química y la simplificación de la técnica adhesiva, siendo este último el eje central del desarrollo y la investigación. Estos sistemas combinan el imprimador y el agente de unión en una solución única por lo que también son conocidos como sistemas de "un solo frasco".⁷ La idea de simplificar la técnica reduciendo el número de pasos clínicos a realizar, tiene como finalidad que la técnica sea menos sensible y con un menor margen de error.⁶ También son llamados sistemas de grabe y lave de dos pasos.⁷

Estos adhesivos trabajan con la presencia parcial del barrillo dentinario, el cual es disuelto de manera parcial permaneciendo una pequeña porción intacta, por lo que la adhesión se produce en parte en el smear layer y en menor grado junto al colágeno de las paredes íntegras.¹⁰

Mantienen un balance en las concentraciones de los monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos para realizar las dos funciones al mismo tiempo. Estos adhesivos inicialmente son extremadamente fluidos para favorecer la formación de la capa híbrida, una vez que el solvente ha sido evaporado se tornan más espesos uniéndose a la resina compuesta. Como solventes utilizan agua, acetona y etanol, siendo estos dos últimos los más empleados.¹⁶

La compañía Colténe, lanza al mercado el One Coat Bond, un adhesivo monocomponente con consistencia gelatinosa. Según lo indica el fabricante, al ser compatible con el agua, este adhesivo no requiere de solventes para eliminar la humedad dentinaria. Se recomienda aplicarlo

sobre la dentina acondicionada, frotándolo durante 20 segundos y fotopolimerizándolo durante 30.¹⁶



Figura 31: Adhesivo monocomponente One Coat Bond.

El adhesivo Prime & Bond NT tiene carga extremadamente fina, en escala nanométrica, por lo que permite un material con carga, pero de baja viscosidad. El tamaño de sus partículas es de aproximadamente 7nm, mientras que los canales entre las fibras colágenas de la dentina desmineralizada tienen aproximadamente 20nm, pudiendo penetrar las partículas y favorecer el proceso de adhesión. El fabricante indica que la presencia de estas partículas proporciona una película de espesor suficiente para la aplicación de una sola capa.¹⁶



Figura 32: Ejemplos de sistemas adhesivos monocomponentes

El acondicionador de dentina es un precursor, compuesto básicamente por agentes descalcificantes de baja intensidad, los cuales remueven parcialmente el barro dentinario modificando la malla de colágeno y promoviendo una intimidad del agente de unión que se colocará posteriormente. La resistencia de adhesión de estos adhesivos es de 6 a 13 MPa.⁸

Otros sistemas adhesivos de quinta generación son: Single Bond (3M), Excite (Ivoclar Vivadent), Optibond Solo (Kerr), One- Step (Bisco) IntegraBond (Premier).^{7,8} (Figura 32)

3.6 SISTEMAS ADHESIVOS DE SEXTA GENERACIÓN.

A mediados de 1990 surgen adhesivos que no requieren el grabado previo con ácido fosfórico, por lo que también reciben el nombre de sistemas de grabado automático o sistemas de autograbado (self etching primers o self etching adhesives).^{3,8} Los adhesivos de autograbado son compuestos capaces de grabar y penetrar esmalte y dentina buscando una óptima unión.²⁰

Son imprimadores ácidos o primers autoacondicionantes, que contienen ácidos débiles en bajas concentraciones, que posibilitan la integración dentina- resina con modificación o eliminación parcial del smear layer.² (Figura 33) El mecanismo de unión de estos sistemas adhesivos se basa en el grabado y la imprimación simultáneos del esmalte y la dentina, incorporando tapones de barrillo dentinario dentro de las digitaciones de resina.^{10,20}

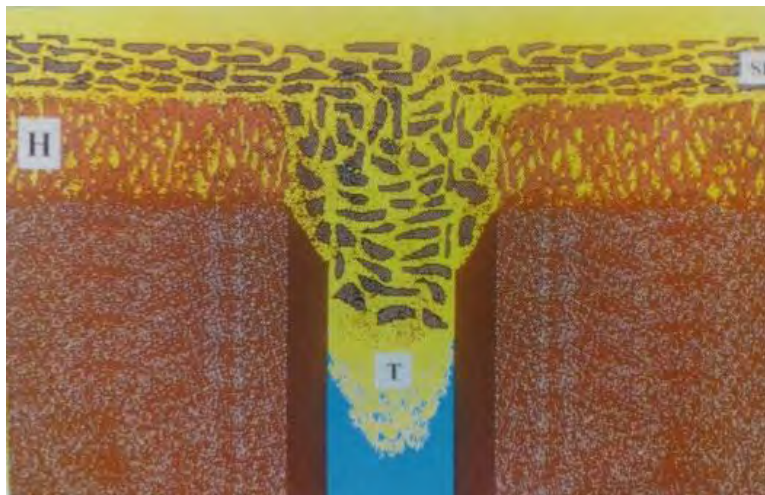


Figura 33: Impregnación de la dentina por los primers autoacondicionantes. La smear layer (SM) es disuelta, impregnada y sobrepasada por los monómeros que alcanzan la dentina subyacente y forman una fina capa híbrida (.H) Los residuos de los smear plugs son incorporados en los cortos tags formados de la resina (T).

Estos sistemas adhesivos de autograbado no requieren el uso de ácido fosfórico por lo que tampoco requieren lavarse. El eliminar las etapas de aclarado y secado, además de simplificar la técnica de adhesión, reduce la posibilidad de humectación o desecación excesiva que afectan al proceso de adhesivo.³ El agua forma parte de la composición de los sistemas autograbadores, lo que los hace menos susceptibles a las variaciones del grado de humedad del sustrato. Debido a que desmineralizan e infiltran la dentina de forma simultánea existe menor probabilidad de que se produzca una discrepancia entre la profundidad de la desmineralización y la de la infiltración de la resina.

De acuerdo con su técnica de aplicación, los sistemas adhesivos de esta generación se clasifican en dos tipos:

Tipo 1 de 2 pasos: Viene en dos frascos, un frasco con el acondicionador e imprimador ácido combinados y el adhesivo en un frasco separado, se aplica inicialmente el primer autograbador, se airea, posteriormente se aplica el adhesivo, de nuevo se airea y se fotopolimeriza.⁶ (Figura 34 y 35)



Figura 34: One Coat SE Bond Adhesivo de sexta generación Tipo I.



Figura 35: Sistema adhesivo Adhese

Tipo 2 de 1 paso: Se pueden presentar en dos frascos o unidosis, utiliza agua como solvente, el adhesivo auto grabador se mezcla con el primer. Previo a la aplicación en el tejido dentario, se mezclan el imprimador y el adhesivo, una vez aplicada la mezcla sobre el tejido dentario, la primera capa es aireada por diez segundos y la segunda se fotocura.⁶ (Figura 36 y 37)



Figura 36: Sistema adhesivo de Sexta Generación Tipo II Futurabond NR (VOCO).



Figura 37: Adhesivo de Sexta Generación Tipo II

La composición química y buena polimerización de Clearfil SE han dado como resultado un buen desempeño in vitro e in vivo. Este adhesivo Tipo I de 2 pasos contiene 10-metacriloxidecil dihidrogenion fosfato (10-MDP) monómero funcional disuelto en agua con un pH aproximado de 2, el cual interactúa con la dentina superficial produciendo una capa de reacción-integración, cuya profundidad se encuentra entre 1 μm y 300 μm según su pH, equivalente a la capa híbrida en los adhesivos convencionales de grabado y lavado. Su efectividad clínica se debe a la desmineralización e infiltración simultánea y uniforme de la dentina superficial, creando una capa estable de dentina infiltrada con resina.⁶

El sistema adhesivo Prompt L-POP (ESPE), tiene monómeros metacrilatos éster fosfóricos, como monómeros acondicionantes. Este adhesivo se

presenta en embalajes individuales en los que la mezcla de los componentes se realiza al momento de uso y dentro del propio embalaje.(Figura 38) El fabricante recomienda su aplicación durante 15 segundos, secándolo levemente con chorro de aire, sin necesidad de fotopolimerización por separado.¹⁶



Figura 38: Sistema Adhesivo Promp-L-Pop (ESPE) en unidosis.



Figura 39: Unidosis del Sistema Adhesivo OptiBond Solo Plus.

Otros sistemas adhesivos de sexta generación son OptiBond Solo plus (Kerr)(Figura 39), Etch & Prime (Deguss) y Syntac Sprint (Vivadent).⁷ La resistencia de unión de los sistemas adhesivos de 6ª generación es cercana a los 20 Mpa.⁸

3.7 SISTEMAS ADHESIVOS DE SEPTIMA GENERACIÓN.

Continuando con la tendencia a la simplificación de la técnica, se desarrollan sistemas de autograbado que incorporan las tres funciones grabado ácido, imprimación y adhesión en una sola fase.⁶ Son compuestos que se fundamentan en la unión a diferentes sustratos dentinarios, en la mínima cantidad de pasos. Representan la nueva generación de adhesivos en el mercado. Son diseñados bajo el concepto "todo-en-uno" o de un solo paso, incorporan la versatilidad de ser adaptable a la situación clínica.²⁰

Se caracterizan porque contienen monómeros hidrófilos que facilitan la humectación de la dentina y mejora la unión entre la dentina y el material restaurador. Estos sistemas contienen monómeros iónicos no polimerizados que contactan con el composite de la restauración, utilizan agua como solvente. Al ser de un solo frasco no necesitan mezclarse, y son autograbadores por lo que el esmalte no preparado puede requerir grabado con ácido fosfórico.⁷

En esta generación de adhesivos se logra simplificar al máximo la técnica puesto que una misma solución contiene los componentes de monómeros acídicos, hidrófilos, solventes orgánicos y agua, indispensables para la activación del proceso de desmineralización de la dentina y el funcionamiento del sistema.⁶ Los adhesivos todo en uno deben ser suficientemente ácidos para desmineralizar el esmalte y penetrar en la capa de barrillo dentinario de la dentina, por lo que la hidrofilia de sus monómeros de resina, generalmente organofosfatos y carboxilatos también es alta.⁷

Cuando los adhesivos son dispensados se inicia la evaporación de los solventes, lo que dispara la reacción de la fase de separación, la formación de múltiples gotas de agua y la inhibición por oxígeno, lo que favorece la

degradación hidrolítica, afectando la capacidad de unión en la interfaz adhesiva.⁶ Al emplear estos sistemas adhesivos puede ser necesario grabar el esmalte con ácido fosfórico. Van Meerbeek y Col. reportaron valores de resistencia de unión de aproximadamente 20 MPa.³

Hoy en día existen diversos adhesivos todo en uno como son: GC- Bond(GC Corp), iBond (Heraeus Kulzer), Xeno IV y Xeno IV Dual Cure (Dentsply Caulk), Clearfil S3 Bond (Kuraray América), All- Bond, Optibond, Tenure Uni-Bond y Tyrian One- Step –Plus. (Figura 40) El adhesivo debe ser de doble polimerización cuando la resina es de autocurado.⁷

Los sistemas de esta séptima generación presentan monómeros altamente hidrofílicos, los cuales permiten que el agua sea extraída de la dentina subyacente a través del adhesivo, formando gotas de agua en las interfases adhesivas favoreciendo la formación de racimos de agua y la subsecuente nanofiltración en particular cuando el sistema de resina no es curado inmediatamente para bloquear este efecto de ósmosis.⁶ Hay poca información en la literatura sobre el desempeño de esta nueva clase de adhesivos universales.



Figura 40: Sistemas adhesivos de Séptima Generación Xeno IV, GC- Bond, iBond y Clearfil S3 Bond.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Hacer una revisión bibliográfica sobre la evolución de los agentes adhesivos en el acondicionamiento dentinario.

OBJETIVO ESPECÍFICO:

- Conocer sí los sistemas adhesivos de un solo paso tienen mayor resistencia de unión resina-dentina sobre los sistemas adhesivos de múltiples pasos.
- Conocer de qué manera influye la presencia de la capa de smear layer en el proceso de adhesión.
- Conocer si los sistemas adhesivos que conservan o modifican la capa de smear layer provocan menor sensibilidad en los tejidos dentarios, que aquellos que la eliminan.

CONCLUSIONES

Desde sus inicios los sistemas adhesivos han experimentado una constante evolución. La fuerza de unión a dentina de los primeros adhesivos era escasa debido a sus características hidrofóbas, es por ello que la incorporación del primer en los sistemas adhesivos de la tercera generación dio como resultado un aumento significativo en la resistencia de unión resina-dentina. La formación de la capa híbrida en los sistemas adhesivos de la cuarta generación aumento de forma extraordinaria la fuerza de unión a la dentina. Una aportación de los sistemas adhesivos autograbadores de sexta y séptima generación es la eliminación de la sensibilidad postoperatoria, debido a que estos sistemas interactúan con la capa de smear layer, sin embargo, esto disminuye su capacidad de adhesión entre los sustratos dentarios y el adhesivo.

Concuerdo con Joubert en que los sistemas adhesivos de un solo frasco aunque si facilitan el procedimiento clínico y disminuyen el tiempo de trabajo, no necesariamente mejoran el mecanismo de adhesión ni la fuerza de unión. A pesar de su presentación multifrascos, los adhesivos de grabe y lave de tres pasos de cuarta generación, clínicamente demuestran mayor eficacia comparados con los adhesivos autograbadores de sexta y séptima generación.

La gran contribución de los sistemas adhesivos a la odontología consiste en la posibilidad de realizar cavidades más conservadoras, preservando estructura dentaria sana, lo que da como resultado una mayor resistencia del remanente dentario.

Como hemos visto, las investigaciones en odontología se han enfocado en el desarrollo de sistemas adhesivos que permitan simplificar la técnica con el propósito de minimizar errores y evitar pasos clínicos que los originen, mediante lo cual se logran mejores resultados en menor tiempo.

En la actualidad existe gran variedad de adhesivos a disposición del odontólogo. La elección de uno u otro sistema por parte del mismo debe estar basada en diversos factores como son costo, sensibilidad de la técnica y durabilidad de la unión, además de la evidencia científica que demuestre su eficacia. La adecuada selección del adhesivo tiene como objeto ofrecer al paciente la seguridad de tratamientos confiables y altamente estéticos que cumplan con sus expectativas.

De manera previa al proceso e independientemente del adhesivo a emplear, es necesario considerar las características que deben tener las superficies adherentes, así como las instrucciones por parte del fabricante.

A pesar de los avances en la investigación de los biomateriales, existen diversos factores como el sustrato dentario y la ejecución de la técnica por parte del profesional, que no han hecho posible el desarrollo de un adhesivo o técnica ideal. El descubrimiento de un material restaurador que forme un cuerpo único en conjunto con la estructura dentaria continúa siendo un desafío para la Odontología.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS:

1. Steenbecker O, Uribe J. Principios y Bases de los Biomateriales en Operatoria Dental Estética Adhesiva. Chile: Editorial Universidad de Valparaíso, 2006. Pp. 299 – 363.
2. Roberson T. Sturdevant. Arte y Ciencia de la Odontología Conservadora. 5a. ed. España: Editorial Elsevier, 2007. Pp. 251-264.
3. Narciso Baratieri. Operatoria Dental y Procedimientos Preventivos y Restauradores. 1a. ed. Brasil: Editorial Quintessence, 1993. Pp. 257-260.
4. Carol Dixon Hatrick. Materiales Dentales. Aplicaciones Clínicas. 1a. ed. Cd. México: Editorial El Manual Moderno, 2012. Pp. 33-39.
5. Hernández M. Aspectos prácticos de la adhesión dentina. Rev. Av. Odontoestomatol 2004; 20: 19-32.
6. Mandri MN, Aguirre A, Zamudio ME. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. Rev. Odontoestomatología 2015; 17: 50-56.
7. Cova JL. Biomateriales Dentales. 2a. ed. Cd. México: Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, 2010. Pp 193-212.
8. Stefanello AL, Prates R. Odontología Restauradora y Estética. 1a. ed. Cd. México: Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, 2005. Pp. 97-130.
9. Joubert R. Odontología Adhesiva y Estética. 1a. ed. España: Editorial Ripano, 2010. Pp. 11- 65.
10. Schwartz R. Fundamentos en Odontología Operatoria: Un logro contemporáneo. Cd. México; Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, 1999. Pp. 251- 266.

11. Camps Alemany I. La Evolución de la Adhesión a Dentina. Rev. Av. Odontoestomatol 2004; 20: 11-17.
12. Baratieri L, Carvalho M. Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores. Editorial Artes Médicas Latinoamérica, 2001. Pp. 37-42.
13. Albers H. Odontología estética Selección y Colocación de materiales. 6a. ed. España: Editorial Labor, 1991. Pp.87-95.
14. Guzmán HJ. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 4a. ed. Bogotá; ECOE Ediciones, 2007. Pp. 251-260.
15. Crispin B. Bases Prácticas en la Odontología Estética. Cd. México: Editorial Masson, 1998. Pp.76-89.
16. Bottino MA. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. 1a. ed. Sao Paulo: Editorial Artes Médicas Latinoamérica, 2001. Pp. 27-40.
17. Barbosa F. Relación de la Dentina Desproteínizada con el proceso adhesivo. Rev. Acta odontol. Venez 2005; 43: 11-18.
18. Carrillo C. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. Rev ADM 2006; 63: 45-51.
19. Garrofé A, Martucci D, Picca M. Adhesión a tejidos dentarios. Rev. Fac. de Odon. UBA 2014; 29: 5-13.
20. Celis J, Becerra MN. Efectividad de Adhesivos en Dentina: Una revisión sistemática. Rev Venez Invest Odont IADR 2016; 4: 193-210.