



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

INFLUENCIA DEL MONÓMERO 10-MDP EN LA ADHESIÓN A
DENTINA Y ESMALTE.

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:

CLAUDIA ROGEL BANDERA

TUTOR: Esp. ISRAEL PARDIÑAS LÓPEZ

ASESOR: Mtro. ALEJANDRO SANTOS ESPINOZA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Dedicatoria

En primer lugar, a Dios por haberme forjado en el camino correcto, guiar mis pasos día con día y brindarme su infinita bondad y amor.

A mis padres Griselda Bandera y Mario Rogel por su apoyo incondicional, por ser mi soporte en mi formación académica, por los valores y principios para instruirme como la persona que soy y ser mi motivación para alcanzar mis anhelos en compañía de su amor.

Para mis hermanas Cynthia y Carolina Rogel por ser mi ejemplo a seguir, hacer de mi infancia la más feliz, por su apoyo y por los bellos momentos que hemos pasado juntas.

A mis mejores amigos Luis Becerril, Daniel Tristán y Diana Palacios, buenos compañeros de carrera, por sus consejos y apoyo tanto académicos como personales y por darme ánimos para continuar estudiando lo que me apasiona.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme permitido ser parte de la máxima casa de estudios y a la Facultad de Odontología por mi formación con ayuda de mis excelentes profesores.

Índice

Contenido	Página
1 Introducción.....	1
2. Contenido Temático	3
2.1 Antecedentes	3
○ Concepto de adhesión.....	5
○ Adhesión en odontología.....	5
2.1.1 Tipos de adhesión	5
○ Adhesión física.....	6
○ Adhesión química.....	6
2.1.2 Esmalte dental	6
○ Composición del esmalte.....	6
○ Histología del esmalte.....	7
○ Adhesión en esmalte.....	8
2.1.3 Dentina	9
○ Composición de la dentina.....	9
○ Histología de la dentina.....	10
○ Adhesión en dentina.....	12
2.2 Sistemas adhesivos dentales	13
○ Componentes de los sistemas adhesivos.....	13
○ Barrillo dentinario (smear layer).....	17
○ Formación de la capa híbrida.....	18
2.2. 1 Desarrollo generacional de los sistemas adhesivos	19
2.2.2 Clasificación de los sistemas adhesivos	24
○ Sistemas adhesivos de grabado y enjuague o convencionales (Etch & Rince).....	25
○ Sistemas de autograbado (Self Etch).....	26

○	Sistemas adhesivos universales o multimodo.....	29
	2.2.3 Clasificación por su método de aplicación	31
○	Adhesivos de grabado y enjuague en tres pasos.....	31
○	Adhesivos de grabado y enjuague en dos pasos.....	33
○	Adhesivos de autograbado en dos pasos.....	34
○	Adhesivos de autograbado en un paso.....	36
	2.3 Filtración adhesiva	36
○	Microfiltración.....	37
○	Nanofiltración.....	37
	2.4 Mecanismos de degradación de la dentina	37
○	Desprotenización de la dentina con clorhexidina.....	38
○	Desproteización de la dentina con hipoclorito	39
	2.5 Monómeros de los adhesivos dentales	40
○	Monómeros reticulantes	42
○	Monómeros funcionales.....	42
	2.6 Monómero funcional 10-MDP	43
○	Formación de nanocapas.....	47
	2.7 Requerimientos básicos para una buena adhesión	54
	3. Conclusiones	57
	4. Referencias bibliográficas	59
	5. Anexos	64

1. Introducción

El surgimiento y desarrollo de los sistemas adhesivos modificaron completamente la odontología restauradora a tal grado que revolucionó los conceptos de preparación cavitaria posibilitando la mayor preservación del tejido dentario, así como el aumento de unión y resistencia mecánica mejorando la interacción química para tener como resultado mayor longevidad en las restauraciones adhesivas.¹

El primer gran impulso para la era adhesiva fue dado a partir del grabado ácido en esmalte propuesto por Buonocore en 1955. La adhesión en dentina llevó más tiempo en consolidarse debido a su diferencia morfológica y fisiológica del complejo dentino-pulpar con el esmalte.¹

Con el paso de los años se descubre la capa híbrida (Nakabayashi 1982) como la remoción del barrillo dentinario o smear layer por acción de agentes ácidos y la consecuente erradicación de las fibras colágenas con productos que contienen monómeros hidrofílicos creando una desmineralización por remoción de la hidroxiapatita y su polimerización. Así se estableció la aceptación biológica del grabado ácido a la dentina quedando como una de las mejores técnicas para promover la adhesión micromecánica pero tras estudios realizados se presenta un inconveniente; tras no respetarse los tiempos de exposición en dentina y aplicar concentraciones mayores de ácido se demostró una producción excesiva de desmineralización de dentina intertubular en zonas más profundas de las deseadas perjudicando la adhesión lo que evita una buena retención de la resina.^{4,5}

Actualmente la incorporación de técnicas de adhesión es cada vez más frecuente en la práctica clínica diaria. Por lo que el entendimiento de cada uno de los

componentes de un sistema adhesivo nos permite seleccionar de manera adecuada el material para cada caso en particular. Los sistemas adhesivos se han ido modificando continuamente, uno de los últimos monómeros utilizados es el 10-MDP (10- metacriloiloxidecil-dihidrogeno fosfato) el cual se ha reportado que permite una interacción química capaz de lograr una adhesión más estable y duradera con el sustrato dental. ^{2,3}

Los monómeros funcionales son moléculas con una relevante importancia por su concepto de adhesión-descalcificación. Se ha identificado que el 10-MDP es uno de los monómeros funcionales más considerables porque es capaz de establecer mayores fuerzas de adhesión micromecánica y química muy estable con la hidroxiapatita protegiendo las fibrillas colágenas evitando la sensibilidad post-operatoria y microfiltraciones, además de unirse a materiales como el metal o zirconia. ^{5, 6, 7}

La finalidad del presente trabajo es dar a conocer los avances que ha tenido la odontología adhesiva de los sistemas adhesivos que contienen 10-MDP, uno de los monómeros más importante hasta el momento para la adhesión. ⁷

2. Contenido Temático

2.1 Antecedentes

A lo largo de los años los objetivos de la adhesión en odontología han sido los mismos: conservar y preservar más estructura dentaria, conseguir una retención óptima, duradera y evitar microfiltraciones. La era adhesiva en odontología inicia hacia la década de los cincuenta con la aparición del primer adhesivo Sevriton (1951) desarrollado por Hagger cuya composición era ácido glicerofosfórico-dimetacrilato (GPDM), monómero capaz de grabar e interactuar a nivel molecular donde más tarde se comprueba que en un medio húmedo, la unión era inestable y se descomponía.⁸

En 1955 Michael Bounocore descubre el grabado ácido en esmalte al 85% que actúa disolviendo selectivamente los extremos finales de los prismas del esmalte lo que consigue una superficie porosa e irregular capaz de ser penetrada por una resina fluida de baja viscosidad favoreciendo la retención de la resina en fosetas y fisuras.^{1,8}

Takao Fusayama fue el precursor de grabar la dentina con ácido fosfórico con técnica de grabado total en concentraciones menores.¹¹

Bowen desarrolla una resina capaz de adherirse al diente con grabado ácido la cual nombró molécula BIS-GMA (bisfenol-glicidil-metacrilato) en 1962.⁵

En 1965 propone un adhesivo dentinario con una molécula, el NPG-GMA (Nifenilglicina- glicidil-metacrilato) se comercializó como Cervident de la S:S White. Los resultados a causa de las bajas propiedades de humectancia post-secado redujo la unión con la resina compuesta.⁵

En 1978 se comercializa el primer adhesivo dentinario a base de fosfatos (Clearfil Bond System) de Kuraray que contenía un monómero hidrófobo el metacriloxietilfenilhidrogenofosfato con un metacrilato hidrosoluble HEMA (hidroxiametilmetacrilato) e incorporando activadores químicos. Su mecanismo de unión se basaba en la interacción entre los fosfatos y el calcio de la dentina y esmalte sin grabar, pero su capacidad de adhesión fue muy pobre debido a la poca humectancia hacia la dentina tan sólo con 3MPa de resistencia.⁸

Nakabayashi en 1982 describe el concepto de capa híbrida como la interdifusión e imprimación de los monómeros de la resina polimerizada en la dentina previamente acondicionada, esta capa está compuesta por fibras de colágena, dentina parcialmente desmineralizada y resina. Tras el concepto de la unión que se establece por la reacción entre el fosfato del adhesivo y el calcio de la estructura dental se comercializa en 1983 Scotchbond (3M) de dos componentes: la resina hidrofóbica con BIS-GMA y TEG-DMA (trietilglicidimetacrilato) y el componente líquido que contenía etanol, sulfonato sódico y otros componentes. Su capacidad de unión a esmalte llegó a los 5MPa, la adhesión a dentina sólo conseguía una séptima parte que la del esmalte.¹¹

A principios de la década de 1980, los químicos de Kuraray (Osaka Japón) sintetizaron un monómero funcional adhesivo llamado 10-MDP, el cual es un éster de fosfato que se empezó a utilizar en las formulaciones de adhesivos como el Clearfil New Bond y Clearfil fotobond además de agregarle un grupo hidrofílico con mayor humectancia (HEMA) lo cual mejoró la adhesión.⁸

Alrededor del 2003 expira la patente de Kuraray sobre 10-MDP y otros fabricantes comenzaron a explorar su potencial. En 2009 Bisco Inc introdujo una imprimación de zirconia (Z-Prime) que utilizaba una combinación de 10-MDP y dimetacrilato de

bifenilo (BPDM) en su formulación donde se demostró una unión química muy estable.²⁰

Dos años después de la introducción de Z-prime, 3MESPE presentó el primer adhesivo “universal” (Scotchbond Universal) que también utilizó 10-MDP en su composición. Este producto fue seguido poco después por Bisco con su nuevo adhesivo (All Bond) al cual también se le agregó 10-MDP.²⁰

○ **Concepto de adhesión**

La adhesión es la propiedad de la materia por la cual se unen dos superficies de sustancias de igual o diferente naturaleza cuando entran en contacto y se mantienen juntas por fuerzas intermoleculares.⁹

Según la American Society for Testing Materials (ASTM) se define a la adhesión como el fenómeno que permite la unión por fuerzas Interfaciales ya sean físicas, químicas o ambas de dos superficies de igual o distinta naturaleza.

○ **Adhesión en odontología**

La adhesión en odontología es la unión de un sustrato (esmalte, dentina) a otro sustrato ya sea sólido o líquido (biomaterial restaurador) con el objetivo de un buen sellado marginal evitando microfiltración lo que conlleva al éxito restaurador.¹⁰

2.1.1 Tipos de adhesión

Según Henostroza los tipos de adhesión pueden clasificarse en: Física y Química.

- **Adhesión física:**

Adhesión que se lleva a cabo por traba mecánica a través de los dos sustratos unidos y pueden ser:

- **Macromecánica:** presenta unión a los tejidos dentarios por medio de diseños cavitarios con la finalidad de conseguir formas retentivas para el material restaurador, es visible al ojo humano.¹⁰
- **Micromecánica:** presenta unión a los tejidos dentarios por medio de grabado ácido provocando microporos donde se aloja el adhesivo o material restaurador, se necesita microscopía para su observación.¹⁰

- **Adhesión química:**

Unión específica o verdadera con intercambio iónico molecular entre el tejido dental dentina o esmalte con el biomaterial.

Aunque los sistemas adhesivos han mejorado notablemente, los objetivos que persiguen los adhesivos son los mismos que perseguían en tiempos de Buonocore, la adhesión micromecánica reforzada con adhesión química para una mayor durabilidad de las restauraciones.¹¹

2.1.2 Esmalte dental

- **Composición del esmalte**

El esmalte dental es un tejido de origen ectodermal altamente calcificado debido a su elevado contenido en sales minerales y a su disposición cristalina, el esmalte es

el tejido más duro del cuerpo humano. Su función específica es formar una cubierta resistente adecuada para la masticación.¹²

El esmalte está compuesto por un 96% de materia inorgánica como los cristales de hidroxiapatita, fosfatos, carbonatos, sulfatos, oligoelementos (magnesio, hierro, flúor, cobre, potasio) y 4% de materia orgánica: lípidos, glicoproteínas, proteoglicanos, iones orgánicos como citrato lactato, proteínas como ameloblastinas, enamelinas, tuftelinas, amelogenina y agua.¹²

○ **Histología del esmalte**

Histológicamente la estructura del esmalte está casi completamente compuesta por los cristales de hidroxiapatita, estos se desarrollan a partir de su forma mineralizada por el flujo de calcio y fosfato (Ca y PO_4), ocupando el espacio que deja el agua y las sales minerales. Los cristales de hidroxiapatita en el esmalte se forman en contacto directo con los ameloblastos, se alinean y empaquetan para formar los prismas del esmalte. Estos prismas recorren todo el espesor del esmalte (Figura 1).¹⁴

El material orgánico es muy escaso y se distribuye en la periferia de los prismas del esmalte, lo cual recibe el nombre de sustancia interprismática (Figura 1). Esta sustancia interprismática con cierto grado de mineralización y estos cristales de apatita que contienen están orientados en otras direcciones, ayudando a aumentar la resistencia del tejido adamantino. El número de prismas en el esmalte es de 5-12 millones, dependiendo del tamaño de la corona. Esta matriz mineralizada puede encontrarse ordenada en forma de prismas o varillas 'esmalte prismático' o bien sin adoptar una forma geométrica determinada llamada 'esmalte aprismático'. El esmalte aprismático se localiza en la superficie externa del esmalte prismático y posee un espesor aproximado de $30\mu\text{m}$. Está presente en todos los dientes primarios

(en la zona superficial de la corona clínica) y en 70% de los dientes permanentes (principalmente en zonas cervicales y surcos). En este tipo de esmalte los cristales de hidroxiapatita se disponen paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie externa. En el proceso de acondicionamiento ácido del esmalte aprismático debido a la ausencia de disposición geométrica de los prismas, según algunos autores, es necesario aumentar el tiempo de grabado o bien eliminar el esmalte periférico.³⁰

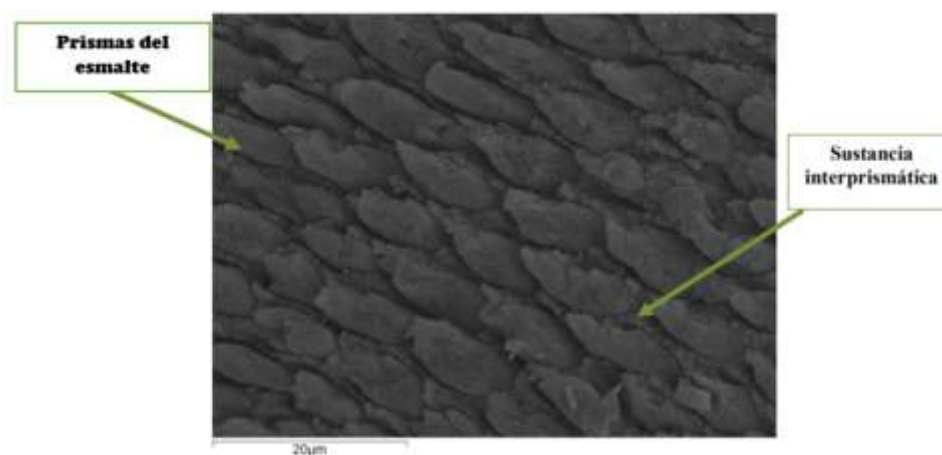


Figura 1. Corte del esmalte al microscopio electrónico de barrido (SEM). En ella se puede observar los prismas del esmalte y la sustancia interprismática.¹⁴

○ Adhesión en esmalte

El esmalte sin tratar no permite una adhesión duradera con el material de resina porque este solo posee una porosidad mínima, además de que su energía de superficie no es muy adecuada para la humectación con monómeros.²⁹

El acondicionamiento con ácido fosfórico al 37% de la superficie del esmalte con técnica de grabado y secado (Etch & Rinse) es esencial para lograr una excelente unión micromecánica al material restaurador al ser disueltos los prismas del esmalte y la sustancia interprismática.¹⁶

Sobre el esmalte grabado, una resina de baja viscosidad o un adhesivo, se dispersa fácilmente penetrando en las microporosidades de las superficies del esmalte provocando una unión microretentiva.²⁹

2.1.3 Dentina

- **Composición de la dentina**

La dentina es un tejido conectivo especializado de origen ectomesenquimático. Es el tejido mineralizado que constituye el eje estructural del diente y ocupa la mayor parte de este, se encuentra cubierta por esmalte en la parte coronal y por cemento en la porción radicular además constituye las paredes del tejido pulpar.¹³

En cuanto a su estructura se pueden describir dos elementos básicos: la matriz mineralizada y los túbulos dentinarios, que la atraviesan en todo su espesor y que contienen los procesos odontoblásticos.³⁰

La composición química de la dentina varía de acuerdo a los diferentes autores y estudios realizados siendo aproximadamente de un 70% de material inorgánico conformado por cristales de hidroxiapatita (más pequeños y más delgados que los cristales del esmalte) y fosfato de calcio amorfo, 20% de matriz orgánica (principalmente fibrillas de colágeno) y 10% de agua. La matriz orgánica sintetizada por odontoblastos está constituida 90% por fibrillas de colágeno tipo I que mide entre 50-100 μ m de diámetro, en algunas ocasiones hay presencia de colágeno tipo III, IV, V y VI. El resto de las proteínas son fosforinadentinaria (DPP), proteína de la matriz dentinaria (DMP1), sialoproteínas, osteocalcina, osteonectina, proteoglicanos, metaloproteinasas, fosfatasas alcalinas y glucosaminoglucanos.¹³

- **Histología de la dentina**

Histológicamente se observa en la dentina presencia de túbulos dentinarios cilíndricos llenos de fluidos rodeados por una región peritubular hipermineralizada que junto con las fibrillas colágenas forman un entramado, cada túbulo dentinario en su interior contiene líquido tisular y las prolongaciones de los odontoblastos, estas siguen un trayecto en forma de 'S' desde la superficie externa de la dentina hasta su límite con la pulpa. ¹⁴

La dentina peritubular puede ser diferenciada fácilmente de la dentina intertubular debido a que presenta menor cantidad de fibrillas colágenas y mayor proporción de proteoglucanos sulfatados, mientras que la dentina intertubular contiene mayor cantidad de colágeno (Figura 2). ^{14,15}

El crecimiento continuo de la dentina peritubular se produce por un cambio revolucionario en el lumen de los túbulos con la edad o por otras razones como procedimientos restauradores que llevan a la obliteración de los túbulos y producir una esclerosis dentinaria. ¹⁵

Los procesos odontoblásticos son prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos, cuyos cuerpos se ubican en la periferia de la pulpa y están separados de la dentina mineralizada por una zona de matriz orgánica no mineralizada llamada 'predentina'. Los odontoblastos son células que producen la matriz colágena de la dentina y también participan en el proceso de desmineralización de la misma, por lo tanto, son responsables de la formación y mantenimiento de la dentina. ¹⁵

La presencia de túbulos dentinarios transforma a la dentina en un tejido con mucha permeabilidad respecto al esmalte, por lo que sustancias como colorantes, medicamentos o microorganismos la atraviesan con relativa facilidad, esta es una

propiedad de gran importancia en la práctica clínica, no solo porque el movimiento del fluido a través de los túbulos es el responsable del estímulo hidrodinámico que produce el dolor dental (Teoría de Brännström) sino también por mecanismo de adhesión de los biomateriales. ³⁰

La dureza de la dentina está determinada por el grado mineralización por lo que es mucho menor que la del esmalte y mayor que la del cemento. Estudios recientes han establecido valores de dureza entre 0.57 y 1.13GPa. La dentina también cuenta con una gran propiedad elástica que permite compensar la rigidez del esmalte y amortiguar los impactos masticatorios. Los valores del módulo elástico de Young oscilan entre 18 y 25 GPa. ³⁰

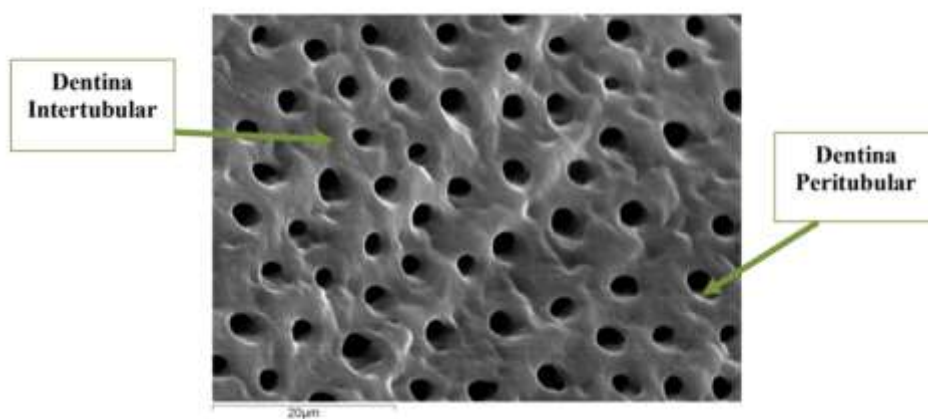


Figura 2. Imagen de un corte de la dentina tomada con SEM, en donde se puede observar los túbulos dentinarios en un corte transversal y se puede distinguir la dentina peritubular e intertubular. ¹⁴

○ Adhesión en dentina

El objetivo final de la adhesión a la dentina es lograr una interfaz duradera a largo plazo con la unión a la resina, protegiendo así a la restauración de la caries secundaria. ¹⁵

La adhesión a dentina continúa siendo un desafío en razón de las múltiples variables que presenta este tejido como la estructura canalicular, el alto contenido orgánico y su humedad. El éxito de la técnica adhesiva a dentina llevó más tiempo para consolidarse debido a las diferencias morfo y fisiológicas de la dentina en relación al esmalte. ⁴

La adhesión a dentina se logra debido a la formación de la capa híbrida, la cual está conformada por la dentina desmineralizada y la infiltración de un líquido orgánico con capacidad de polimerizar entre las fibras colágenas. Parte del líquido también penetra en los túbulos dentinarios formando las llamadas tags de resina. La capa híbrida es entonces la responsable de la adhesión micromecánica. ³⁰

Para lograr una adhesión eficaz a dentina se deben realizar tres acciones sucesivas o simultáneas que permitan: 1) exponer la red de las fibrillas colágenas de la dentina intertubular con alguna sustancia ácida (acondicionar), 2) impregnar esa red expuesta con monómeros hidrófilos y 3) aplicación de monómeros hidrófobos (adherir). La realización en forma sucesiva dependerá del sistema adhesivo utilizado.³⁰

2.2 Sistemas adhesivos dentales

Desde que Buonocore, introdujo el concepto de tratar el esmalte con ácido para alterar químicamente sus características superficiales y permitir la adhesión de los materiales restauradores a la superficie del esmalte dentario y más tarde Fusayama sobre el grabado total para mejorar la unión a dentina, la odontología adhesiva ha cambiado y evolucionado rápidamente. Esto se debe al hecho de que se requiere la adhesión para oponerse y soportar las fuerzas de contracción durante la polimerización de la resina compuesta y para promover una mejor retención e integridad marginal durante el funcionamiento de la pieza dentaria restaurada.¹⁶

Se ha descrito que los objetivos de la adhesión dental son: conservar y preservar más estructura dentaria, conseguir una retención óptima, duradera y evitar microfiltraciones. Sin embargo, no se ha desarrollado ningún sistema que cumpla con todos estos objetivos, por ello se ha ido estudiando la estructura de los tejidos dentales, la respuesta de estos en relación a los materiales y la sensibilidad de las técnicas.¹¹

Componentes de los sistemas adhesivos

Ácido fosfórico 35-37% en esmalte:

Promueve la formación de irregularidades y micro retenciones en la superficie del esmalte, aumentando la superficie de contacto y la energía superficial, favoreciendo la humectabilidad y la adhesión.¹¹

Este proceso genera tres patrones de grabado (Figura 3):

Tipo I: existe predominante disolución de los cuerpos del prisma del esmalte.

Tipo II: hay predominante disolución de la periferia de los prismas.

Tipo III: no son evidentes estructuras prismáticas.

El efecto del grabado ácido depende de la concentración del ácido utilizado, el tiempo que se expone al tejido y la forma del agente de grabado (gel, semigel, o solución acuosa).²⁴

Cuando el esmalte es acondicionado con esta sustancia ácida se produce una reacción ácido-base que desmineraliza y produce una pérdida irreversible de tejido superficial, con formación de sales solubles de fosfato de calcio. Dichas sales luego son eliminadas mediante el procedimiento de lavado, quedando con gran energía superficial. Si quedaran restos de ácido en el esmalte, estos pueden seguir actuando y generar un patrón de grabado no favorable (patrón tipo III) (Figura 3).²⁴

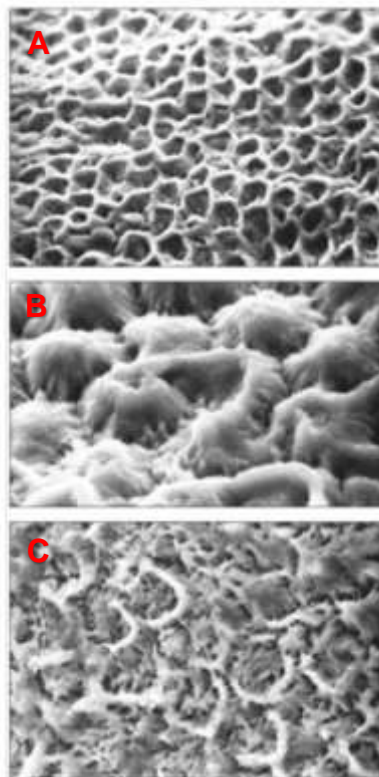


Figura 3. Grabado ácido visto en SEM, (A) patrón tipo I, (B) patrón tipo II (C) patrón tipo III (Imagen tomada del libro *Histología, Embriología e ingeniería tisular bucodental* 3ra edición de Gómez de Ferraris y Campos Muñoz 2009).

Ácido fosfórico 35-37% en dentina:

Elimina el barrillo dentinario, abre y hace permeables los túbulos, descalcifica la dentina peritubular e intertubular en un rango de 5 a 7 μ m exponiendo una matriz desmineralizada consistente en una red de fibrillas colágeno, por lo que se obtiene una dentina más porosa, húmeda y más rugosa. ¹¹

Cuando se graba la dentina con ácido fosfórico esta reduce el contenido de hidroxiapatita en las capas subyacentes y aumenta el diámetro de los túbulos, así como la permeabilidad de la dentina y la presión intra-pulpar, exponiendo un tejido conjuntivo débil rico en fibrillas de colágeno con menor capacidad de interactuar con monómeros resinosos hidrofóbicos. ⁴

El grabado con ácido fosfórico en dentina podría ser considerado agresivo, pues produce posible desnaturalización del colágeno con relación al tiempo de grabado y concentración del ácido, discrepancia entre la capacidad de penetración del adhesivo (10-30nm) y la profundidad de grabado, activación de las metaloproteinasas que pueden degradar la capa híbrida, posible colapso de fibrillas colágenas expuestas por sobresecado evitando la infiltración de la resina y la adecuada formación de la capa híbrida. ²¹

Primer o imprimador:

Transforma la superficie dentinaria hidrofílica en sustrato hidrofóbico y poroso aumentando su energía superficial para que el adhesivo sea atraído por la superficie dentinaria favoreciendo el escurrimiento y penetración.¹¹

Los primers están compuestos por solventes orgánicos como etanol o acetona con monómeros hidrofílicos que son transportados hacia el interior de la dentina recién desmineralizada penetran en los microporos del tejido y participan en la evaporación del agua presente y dejan los monómeros hidrofílicos en contacto con las fibrillas

colágeno que al polimerizarse estos envuelven las fibrillas y participan en la capa híbrida.⁴

Bonding o adhesivo:

Componente denso que humecta y penetra la red de colágeno expuesta creando una unión mecánica y en menor grado química formando la capa híbrida, los tags y micro tags además de ofrecer dobles enlaces reactivos para la polimerización con la resina compuesta o cemento de resina.¹¹

El bonding es una resina hidrofóbica, no contiene agua ni solventes en su composición, pero sí monómeros más viscosos de mayor peso molecular que son capaces de penetrar la superficie preparada por el primer. Esta resina se copolimeriza con los monómeros del imprimador garantizando un espesor mínimo adecuado para la capa de adhesivo evitando el comprometimiento de la polimerización por el contacto con el oxígeno.⁴

Solventes:

Los sistemas adhesivos contienen un solvente necesario para facilitar las etapas iniciales de su aplicación, ayudando a los monómeros de imprimador (primer) a penetrar en la dentina húmeda. Los solventes deben ser limitados antes de su polimerización. Los solventes utilizados en las formulaciones de los adhesivos son: acetona, alcohol (etanol) y agua. Los sistemas adhesivos que contienen etanol y agua evitan una excesiva deshidratación de la dentina provocando un menor colapso de las fibrillas colágena y facilitando de esta manera la óptima infiltración de dicho adhesivo.³⁰

5.2.2 Barrillo Dentinario (Smear Layer)

Es la resultante del procedimiento del corte que, junto con remanentes del substrato seccionado, sangre, saliva, bacterias y fragmentos del abrasivo se unen a la dentina intertubular y penetran en los túbulos dentinarios. El espesor del smear layer varía de 1-5 μm . El barrillo dentinario reduce la permeabilidad dentinaria disminuyendo el flujo de fluido dentinario. La parte del barrillo dentinario que penetra dentro de los túbulos dentinarios es conocida como smear plug (Figura 4).⁴

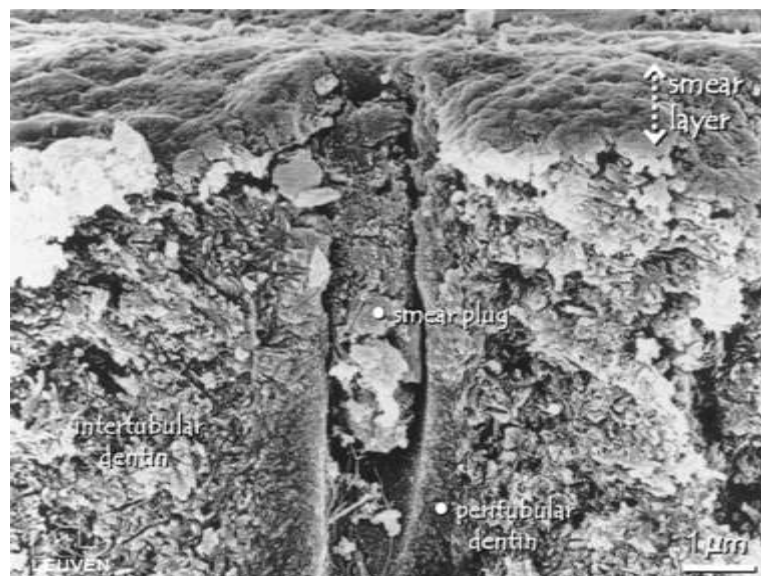


Figura 4. Vista lateral de un túbulo dentinario bajo SEM donde se puede observar una capa de barrillo dentinario (smear layer) de aproximadamente 1 μm , en detalle dentina peritubular e intertubular y el smear plug obliterando el túbulo. (De la tesis doctoral de J. Perdigao Katholieke University Lovaina 1995).

Tags resinosos

La penetración de monómeros resinosos por los túbulos y canalículos forma unas prolongaciones de resina y anastomosis formando los tags y microtags evitando la reducción de sensibilidad post-operatoria, microfiltración y sellado dentinario (Figura 5).⁴

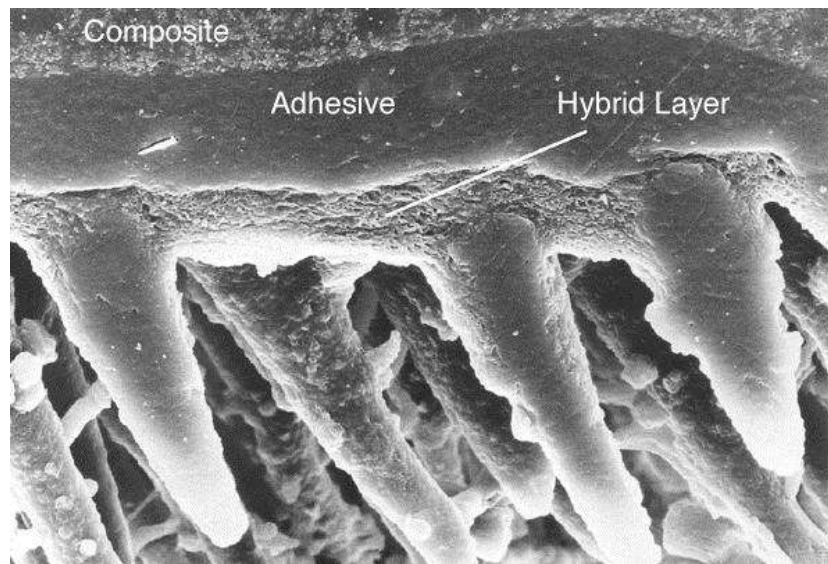


Figura 5. Capa híbrida y tags resinosos vistos a través de un microscopio electrónico de barrido. ²⁹

○ **Formación de la capa híbrida**

El término de capa híbrida fue propuesto por primera vez por Nakabayashi en 1982 para caracterizar la creación de la capa que se forma cuando la dentina es reforzada por la infiltración de resina. Esta capa es el resultado del proceso de difusión e impregnación de monómeros dentro de la superficie de la dentina pretratada como sustrato y su polimerización. ³

El proceso de impregnación de la dentina con resina, crea una capa transicional, que no es ni resina, ni estructura dental, sino una mezcla de las dos, la creación de un híbrido. La formación de una capa híbrida durable, insoluble y resistente a los ácidos, es fundamental para el proceso de adhesión a la estructura dental. El obtener esta capa híbrida ha demostrado ser una vía adecuada para sellar la interfase y eliminar la microfiltración. (Figura 6). ³

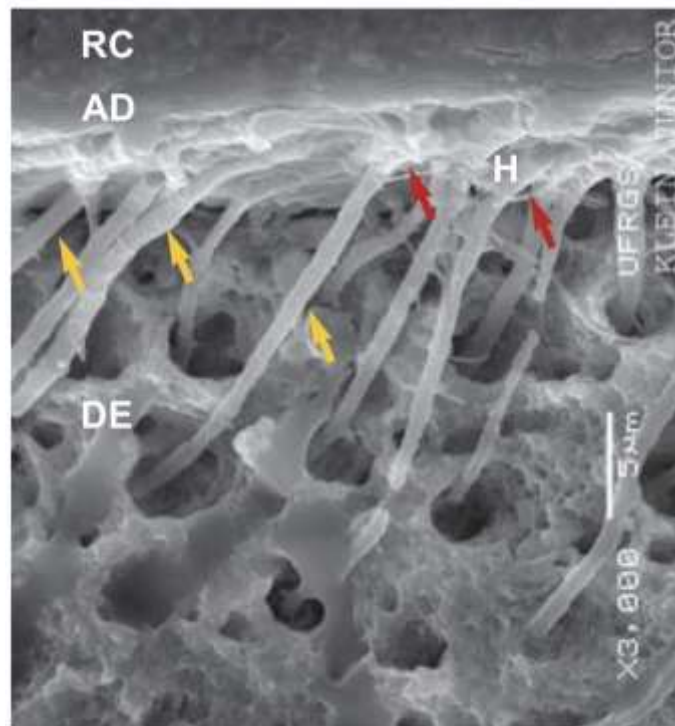


Figura 6. Vista lateral de la región de la interfase adhesiva (AD) entre lo que era la dentina (DE) y la restauración de resina compuesta (RC). En las flechas rojas la región de formación de la capa híbrida (H) Los tags resinosos marcados por flechas amarillas y la anastomosis Inter-tubulares por flechas rojas.⁴

2.2.1 Desarrollo generacional de los sistemas adhesivos

A pesar que el término “generación” no tiene base científica en el campo de los adhesivos dentales, llevándolo así a ser utilizado arbitrariamente, ha cumplido una función útil para organizar un sinnúmero de materiales en categorías más evidentes (Tabla 1).¹⁷

Primera generación:

Entre los años 1956 y 1960 se presenta la primera generación de adhesivos dentales, estos se basaron en el uso de dimetacrilatos de ácido glicerofosfórico (GMPD) para mejorar la unión de la resina al esmalte, el cual fue desarrollado por Buonocore y colaboradores. Más tarde evolucionaría a la molécula bifuncional N-

fenilglicil y glicidil metacrilato (NPG-GMA), pero la resistencia de unión fue muy pobre de sólo 1-3 MPa. La adhesión era lograda 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 por desprendimiento de la interfase de la dentina a los pocos meses después, además de presentar sensibilidad post-operatoria. Estos agentes adhesivos requerían preparaciones muy retentivas para obtener unión.^{30,32}

Segunda generación

La segunda generación se enfocó hacia el mejoramiento de los agentes de unión de los adhesivos, es así como a comienzos de la década de 1970 se incorporan ésteres halofosforados, hidroxietil metacrilato HEMA y bisfenol aglicidil metacrilato Bis-GMA, basando su acción en la unión iónica al calcio por los grupos cloro fosfatos sin embargo, la resistencia de unión seguía siendo muy baja, de 5-7MPa, lo que permitía la hidrólisis por la exposición a la saliva causando microfiltración y sensibilidad postoperatoria, lo cual evidenció que la forma de retención de preparación de las cavidades era aún requerida.²¹

Tercera generación

A finales de la década de los 70's fueron introducidos los sistemas de dos componentes; primer/adhesivo con una mejoría en fuerza de adhesión a la dentina (8-15MPa), se introdujo el grabado ácido de la dentina para eliminar parcialmente el barrillo dentinario, disminuyó la necesidad de la forma de retención en las preparaciones de las cavidades lo que dio inicio a la odontología conservadora y decreció la sensibilidad postoperatoria. El inconveniente con este tipo de adhesivos

fue su longevidad, donde se comprobó que su retención empezaba a disminuir después de los dos años en boca. ^{17,19}

Cuarta generación

En las décadas de 1980 y 1990 revoluciona a la odontología con su cuarta generación, tanto por su fuerza de adhesión a dentina (25-30MPa) como la disminución de la sensibilidad postoperatoria en restauraciones posteriores, lo que motivó al clínico a iniciar el cambio de amalgama por resina directa. Esta generación con tres componentes; grabador, imprimador y adhesivo se caracteriza por lograr la eliminación completa del barrillo dentinario con técnica de grabado total efectuando el proceso de hibridación en la interfase de dentina-material restaurador (capa híbrida). Tienen un buen historial clínico a largo plazo y son los más versátiles si se utilizan correctamente. La principal preocupación es evitar el colapso de la red de fibrillas colágenas expuestas en la capa de dentina desmineralizada y el número de pasos involucrados siendo un sistema muy sensible a la técnica, quedando como una gran desventaja para el clínico.^{17,19, 21}

Quinta generación

A principios de los 90s se presenta la quinta generación con una fuerza de adhesión de 25-27MPa mediante la reducción de los pasos clínicos en una sola botella con acondicionamiento previo del esmalte y dentina con ácido fosfórico al 37%. Generan mala estabilidad a largo plazo debido a la susceptibilidad a la degradación del agua con el tiempo y sensibilidad post-operatoria por ausencia de mayor número de moléculas hidrofóbicas que protejan la dentina. ^{17,19}

Sexta generación

A mediados de la década de 1990 se presentan los sistemas adhesivos de sexta generación o autograbadores, estos permitieron eliminar el paso del grabado ácido empleando imprimadores autograbadores y mezclas de adhesivos con imprimadores generando retención micromecánica en los tejidos dentales, creando una unión directamente sobre el barrillo dentinario que cubre la dentina. Se reportan valores de resistencia de aproximadamente 26 MPA para autograbadores de dos pasos. Estos sistemas a su vez pueden clasificarse de acuerdo su técnica de aplicación como tipo I: donde primero se aplica un primer autograbador, posteriormente se aplica el adhesivo y se fotopolimeriza, estos son compatibles con los cementos de autocurado. El tipo II mezcla el imprimador y el adhesivo en un solo frasco, este tipo de adhesivos no es compatibles con los cementos de autocurado. Las grandes ventajas de estos adhesivos están en la simplificación del proceso adhesivo, tiempos de trabajo y disminución de la sensibilidad postoperatoria.^{21 19}

Séptima generación

Los adhesivos de séptima generación se introdujeron a principio de los 2000, se presentan en una sola botella y son autograbadores lo cual mejora los procedimientos con técnicas poco sensibles. Cuentan con excelente fuerza de adhesión a la dentina (28MPa) a corto plazo debido a su alto contenido de agua que crea vacíos, una vez polimerizados son generalmente más hidrofílicos y se degradan dejando la peor resistencia de unión (18-20MPa) en comparación a cualquier otro adhesivo en el mercado actual. Este sistema tampoco es compatible con los cementos de resina autopolimerizable.^{17, 19, 21}

Octava generación

En 2010 Voco America presentó su adhesivo voco futurabond DC, contiene nanorellenos con partículas de 12 μ m que aumenta la penetración de los monómeros de resina y espesor de la capa híbrida, lo que a su vez mejora las propiedades mecánicas con la gran desventaja de poder aumentar la viscosidad del adhesivo por la acumulación de los rellenos sobre la superficie humedecida. Este sistema tiene alto riesgo de falla adhesiva que induce a micro fracturas disminuyendo la fuerza de unión.¹⁹

Tabla1. Clasificación de los sistemas adhesivos dentales por generaciones.¹⁹

Generación	Número de pasos	Pretratamiento de superficie	Resistencia al cillazamiento (MPa)
1ra	2	grabado en esmalte	1-3MPa
2da	2	grabado en esmalte	5-7MPa
3ra	3	grabado en dentina	8-15MPa
4ta	3	grabado total	17-25MPa
5ta	2	grabado total	25-27MPa

6ta	1 o 2	autograbado	26MPa
7ma	1	autograbado	18-20MPa

Características químicas de los sistemas adhesivos

Independientemente del mecanismo de unión, los ingredientes básicos de los sistemas adhesivos son monómeros de resina acrílica, disolventes orgánicos, iniciadores, inhibidores y en ocasiones partículas de relleno. Sin embargo, la composición proporcional y la química de estos ingredientes difieren entre las diferentes clases de adhesivos.¹⁶

2.2.2 Clasificación de los sistemas adhesivos

Los sistemas adhesivos han evolucionado no solo en su composición y en sus mecanismos de acción sobre los tejidos dentarios, sino también desde el punto de vista de sus componentes y el número de pasos clínicos necesarios para su aplicación para permitir lograr una menor sensibilidad de la técnica y un funcionamiento equivalente en esmalte y dentina (Figura 7).¹⁶

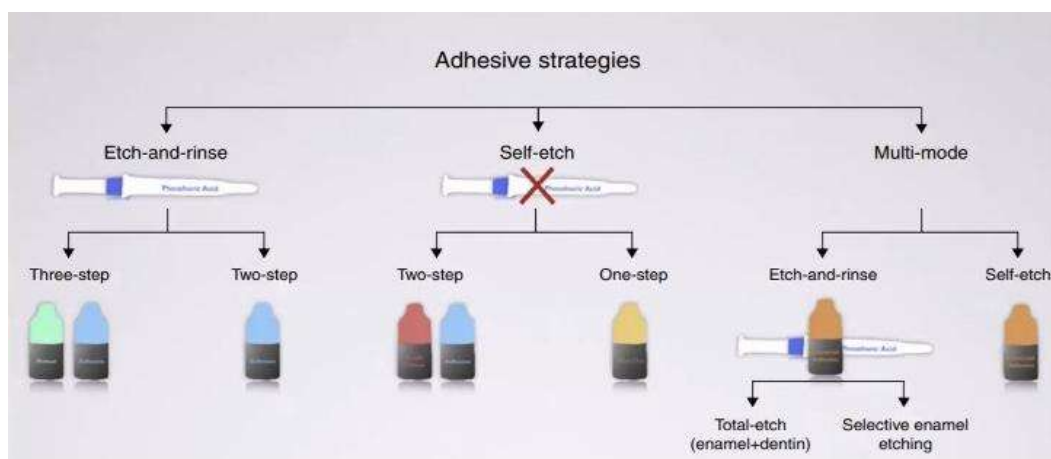


Figura 7. Clasificación por el método de aplicación de los sistemas adhesivos.¹⁷

- **Sistemas Adhesivos de grabado y enjuague (Etch and Rinse) o convencionales**

Se consideran el estándar de oro para una adhesión predecible al diente cuando es aplicado correctamente, ya que son adhesivos con técnicas muy sensibles al proceso.¹⁸

Los sistemas adhesivos de grabado y enjuague necesitan de un acondicionador importante, el ácido fosfórico como primer paso, luego un imprimador (segundo paso) o agente promotor de la adhesión y un agente adhesivo o resina adhesiva (tercer paso). La buena adherencia al esmalte de estos adhesivos se atribuye a la morfología particular de la interfase obtenida después de grabar el esmalte con ácido fosfórico.¹⁷

Algunas ventajas que presentan estos sistemas adhesivos es el incremento del área de contacto superficial, aumentan la energía superficial para mejorar la humectabilidad sobre la superficie del adherente, facilitan la formación de los tags resinosos y aumentan la retención micromecánica logrando una buena resistencia.²¹

Los principales inconvenientes de este sistema provienen de los múltiples pasos de aplicación, el hecho de lavar el ácido de acondicionamiento y posteriormente secar la superficie antes de la aplicación del primer hidrofílico, genera dudas, ya que la necesidad de proveer una superficie húmeda para la adhesión es difícil de estandarizar clínicamente debido a la inestabilidad de la matriz orgánica desmineralizada; por otro lado, luego de la aplicación del primer, normalmente este se debe dejar actuar por un tiempo y posteriormente secarse, este hecho puede ser susceptible de contaminación por líquidos provenientes del medio bucal.²⁴

- **Sistemas de autograbado (Self Etch)**

Los sistemas adhesivos de autograbado o autoacondicionantes se introdujeron para controlar la sensibilidad a la humedad de la técnica de grabado y lavado, así como para simplificar los procedimientos de aplicación del adhesivo, reduciendo el tiempo clínico, se pueden subdividir según el número de pasos ya sea en uno o dos pasos. La mayoría de estos adhesivos contienen monómeros funcionales ácidos específicos que van a determinar el rendimiento del adhesivo, estos monómeros se utilizan con la intención de grabar sustratos dentales en bajas cantidades, mejorar la penetración del monómero y establecer una interacción química entre el adhesivo y los sustratos dentales.²⁰

Los principales componentes en estos adhesivos son los monómeros funcionales y se identifican por tener tres grupos:

- Grupo polimerizable: son metacrilatos y acrilatos, muestran un comportamiento hidrofóbico.

- Grupo funcional: tiene propiedades hidrofílicas, promueven la adhesión mejorando la fuerza de unión del adhesivo al sustrato de dentina con humectación desmineralización y permiten propiedades antimicrobianas. Los grupos funcionales más utilizados son los grupos fosfato como el 10-MDP (10-metacriloxidecil-dihidrogeno fosfato).

- Espaciador: su función es mantener separados a los grupos funcionales y polimerizables, además de influir en la hidrofilia del polímero, determinar la viscosidad, la humectancia e infiltración de los monómeros a las fibrillas colágenas.¹⁸

Los adhesivos autoacondicionantes desmineralizan e infiltran la resina simultáneamente a la misma profundidad debido a la presencia de los monómeros funcionales ácidos. Lo que caracteriza a estos sistemas es que el barrillo dentinario y la fase mineral no se eliminan de la superficie ya que los monómeros tienen la capacidad de penetrar en el tejido a través de las porosidades del barrillo dentinario y la capa superficial de la dentina facilitando la interacción de los monómeros con la hidroxiapatita y las fibrillas colágenas. Otra característica importante de los autograbantes, es la reducción del tiempo de aplicación clínica, así como la disminución significativa de la sensibilidad postoperatoria, debido a la incorporación del barrillo dentinario con una formación de la capa híbrida.¹⁸

PH de los adhesivos autograbantes

Los adhesivos autograbadores se pueden clasificar de acuerdo con su capacidad de penetración en el barrillo dentinario y en su profundidad de desmineralización dentro de la superficie de la dentina, por lo tanto, los adhesivos de autograbado se han clasificado según su acidez en ultrasuaves con $\text{pH} > 2.5$, suaves con profundidades de aproximadamente $1\mu\text{m}$ tienen un $\text{pH} = 2$, los autograbadores moderadamente fuertes presentan profundidades de interacción entre 1 y $2\mu\text{m}$ con pH de 1.5, finalmente los fuertes tienen $\text{pH} < 1$ (Tabla 3).²¹

Los adhesivos con pH suave y ultrasuaves desmineralizan la dentina sólo superficialmente, dejando cristales de hidroxiapatita alrededor de las fibrillas colágenas disponibles para una interacción química, por lo general el barrillo

dentinario no se elimina por completo y como resultado se forma una capa híbrida poco profunda lo que causa menor o nula sensibilidad postoperatoria, por el contrario, los adhesivos fuertes desmineralizan la dentina de manera comparable con el ácido fosfórico, con la diferencia que los fosfatos de calcio disueltos no son lavados, esos fosfatos embebidos son muy inestables en el medio acuoso lo que debilita considerablemente la integridad de la interfase adhesiva con la dentina.^{19, 21}



Tabla 3. Clasificación de los algunos adhesivos autograbantes según el pH de distintas casas comerciales.²²

- **Sistemas adhesivos Universales o Multimodo:**

Los adhesivos universales son un sistema de una sola botella, sin mezcla, que se puede usar en modo de grabado total, autograbado o grabado selectivo, según la situación clínica específica o la preferencia del operador y pueden ser utilizados para la colocación de restauraciones directas e indirectas. Algunos adhesivos universales son compatibles con cementos de fotopolimerización, autopolimerización y duales. Además de adherirse a la dentina y esmalte funcionan como imprimaciones adhesivas en sustratos como zirconia, metales nobles y cerámicas a base de sílice.^{20, 18}

Para desarrollar un adhesivo universal, se requieren monómeros funcionales muy específicos y sinérgicos capaces de reaccionar con una serie de diferentes sustratos, tener cierto carácter hidrofílico para “mojar” adecuadamente a la dentina con un contenido significativo de agua, pero al mismo tiempo ser hidrofóbico una vez polimerizado, para descartar la hidrólisis y absorción de agua con el tiempo, deben ser de espesor delgado para no interferir con las restauraciones indirectas.²⁰

Hay muchos factores importantes que varían en los componentes de los adhesivos universales de acuerdo al fabricante, como el pH, la química del iniciador, el solvente, la proporción y el tipo de monómeros específicos, ya que estos juegan un papel vital en la viabilidad de estos sistemas, la preocupación es que no pueden ser tan efectivos cuando se trata de unirse a esmalte, ya que su potencial de grabado no es tan alto para una buena retención como lo crea el ácido fosfórico.²⁰

Se ha descrito que los sistemas adhesivos universales utilizan ésteres de fosfato como su principal monómero funcional adhesivo como el GPDM, Penta- P o el más práctico y probado 10-MDP, que interactúan químicamente, a través de enlaces iónicos con el calcio de la hidroxiapatita, también con la capa híbrida y los tags de resina para formar una capa superficial de resina adherida química y micromecánicamente (Tabla 2). Además, incluyen HEMA, monómero versátil de bajo peso molecular con muy buena solubilidad en agua, etanol o acetona, se encarga de lograr el equilibrio entre los monómeros hidrofílicos ya mencionados y los monómeros hidrofóbicos como el Bis-GMA promoviendo la adhesión.²⁰








Adhesivo	Adhese Universal (ivoclar Vivadent)	All-Bond Universal (Bisco, inc)	Clearfil Universal Bond (Kuraray)	Scotchbond Universal (3M)	Optibond XTR universal (Kerr)	Futurabond U (voco)	Prime & Bond Elec
Imagen comercial							
Ester de fosfato y componentes	10-MDP Dimetacrilatos de resina -HEMA -Etanol -Agua -MCAP (metacrilato-ácido carboxílico lacionado polimero) -Rellenos e iniciadores	10-MDP -Residuo de dimetacrilato -HEMA -Etanol -Agua -Iniciadores	10-MDP -Residuo de dimetacrilato -HEMA -Etanol -Agua -Silano -Rellenos e iniciadores	10-MDP Dimetacrilato de resina -HEMA -Etanol -Agua -Ácido polialquenoico -Silano -Rellenos e iniciadores	GPDM Primer: metacrilatos, HEMA, acetona, etanol, agua, iniciador CQ. Adhesivo: HEMA, etanol disódico, hexafluorosilicato, metoxifenol	10-MDP Dimetacrilatos -HEMA -Acetona -Agua -Iniciadores	PENTA-P -Residuos de metacrilato -HEMA -Acetona -Agua -Iniciadores
pH	2.5	3.2	2.3	2.7	Primer: 2.4 y cae a 1:6 cuando es aplicado Adhesivo: 3.4	2.3	2.5
Compatibilidad con mecanismos de autocurado	Sin polimerización dual. Se requiere activador	Activador de polimerización dual	Activador de polimerización dual	Activador de polimerización dual	Activador de polimerización dual	Activador de polimerización dual	Sin polimerización dual. Se requiere activador

Tabla 2. Adhesivos universales y sus componentes químicos básicos.²⁰

2.2.3 Clasificación por su método de aplicación

- **Adhesivos de grabado y enjuague de tres pasos:**

El primer paso es la aplicación de acondicionador con ácido fosfórico, segundo paso la aplicación del imprimador y tercer paso el agente adhesivo.

El grabado con ácido fosfórico en esmalte, en concentraciones de 35-37% crea una porosidad en forma de panal, donde se elimina la capa de barrillo dentinario para ser penetrado por el agente adhesivo de baja viscosidad absorbido por atracción capilar (Figura 8). Después de la polimerización del adhesivo, se logra una unión duradera a la superficie del esmalte mediante enclavamiento mecánico. El mecanismo de unión de resinas compuestas al esmalte grabado con ácido fosfórico es la formación de macro extensiones de resina en forma de tags y microtags dentro del espacio que rodea los prismas del esmalte. ²⁰

El grabado en la dentina elimina el barrillo dentinario, desmineraliza la dentina peritubular y expone una red de fibrillas colágenas con carencia completa de hidroxiapatita, esto permite la infiltración del primer hidrofílico con monómeros como HEMA o TEGDMA (Figura 9), que permiten la penetración del adhesivo hidrofóbico (Bis-GMA o UDMA) conformando los tags de resina en los túbulos para formar la capa híbrida (Figura 10).¹⁸

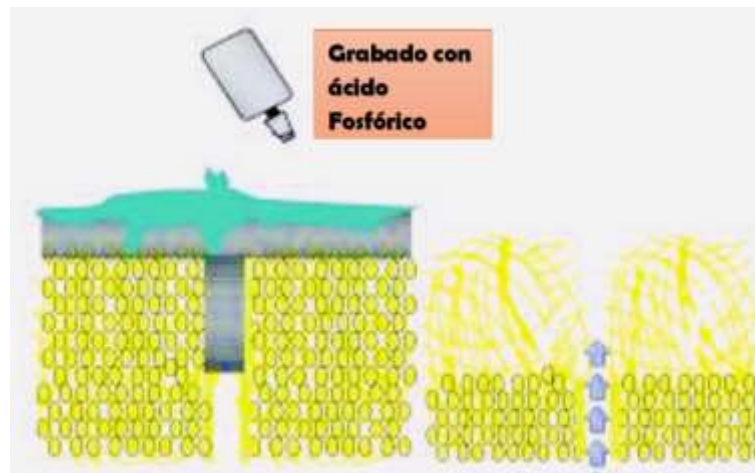


Figura 8. Esquema de un corte lateral de la dentina siendo grabada. A la izquierda: dentina cubierta por smear layer (gris) siendo grabada con ácido fosfórico al 37%. A la derecha: completa deflexión del smear layer, exponiendo fibrillas colágenas subyacentes (amarillas) después de la remoción del contenido mineral (esferas amarillas). Las flechas indican aumento de la permeabilidad dentinaria y de la presión intra-pulpar.⁴

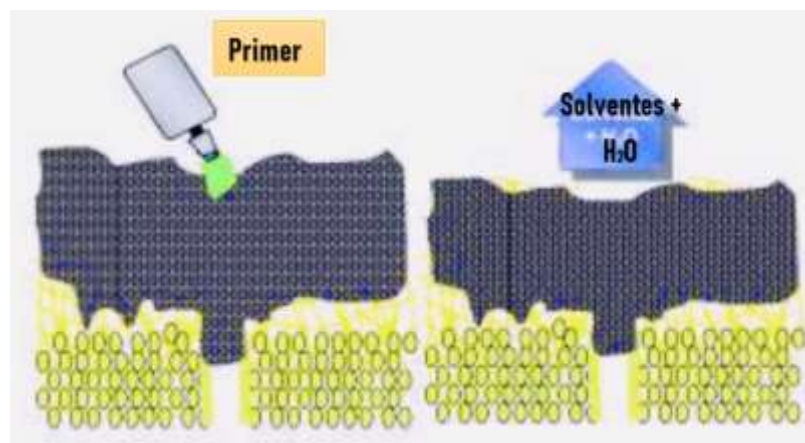


Figura 9. Esquema de un corte lateral de la dentina durante la aplicación del primer. A la izquierda: primer siendo aplicado y a la derecha después de la evaporación del solvente del agua y agua residual, de las fibras colágenas permanecen en su dimensión normal, debido a la impregnación de los monómeros resinosos (primer).⁴

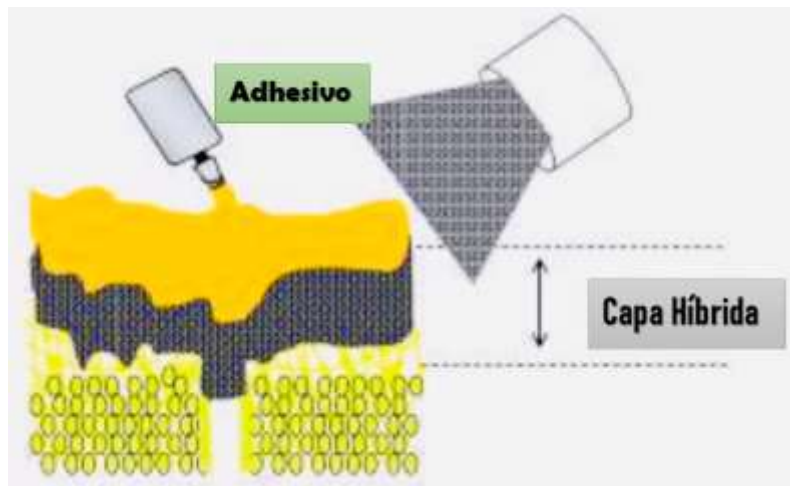


Figura 10. Esquema de un corte lateral de la dentina durante la aplicación del adhesivo. Aplicación del sistema adhesivo que completa los espacios dejados por el primer, formando la capa híbrida y fotopolimerización. ⁴

- **Adhesivos de grabado y enjuague de dos pasos:**

Es la versión simplificada de los adhesivos Etch and Rinse en los cuales se combina el imprimador o primer con adhesivo en un solo frasco, pero aún sigue una fase separada de grabado y enjuague con ácido fosfórico. ²⁰

Bajo microscopía electrónica de barrido, se ha observado en algunos casos, que las capas híbridas creadas por los adhesivos de grabado y enjuague podrían estar mal infiltradas con resina por el colapso del colágeno debido a un grabado y secado excesivo provocando la infiltración incompleta de los monómeros a las fibrillas colágenas, además, se observan morfológicamente vacíos o microporosidades debajo y dentro de la capa híbrida, lo cual produce nanofiltración con degradación hidrolítica y enzimática provocando deficiencia adhesiva. ¹⁸

- **Adhesivos de autograbado en dos pasos:**

Los sistemas adhesivos de dos pasos, están formulados por un primer y un adhesivo en una botella cada uno (Figura 11, 12). El primer incluye monómeros hidrofílicos funcionales cuya acidez permite el proceso de desmineralización, contiene agua para permitir el proceso de grabado y es el encargado de interactuar con la matriz colágena y la hidroxiapatita a nivel atómico favoreciendo la adhesión. La desmineralización que provoca el primer va a depender de su pH, entre más ácido o con un pH fuerte, más desmineralizada dejará la dentina perjudicando la adhesión en dicho tejido.¹⁸

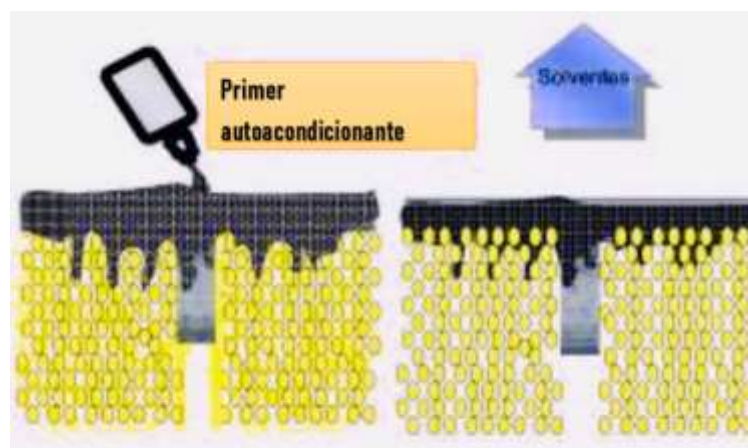


Figura 11. Esquema de un corte lateral de la dentina durante la aplicación del primer autocondicionante. A la izquierda: primer siendo aplicado (naranja) y a la derecha después de la evaporación del solvente. Observe que el smear layer (gris y negro) fue parcialmente preservada.⁴

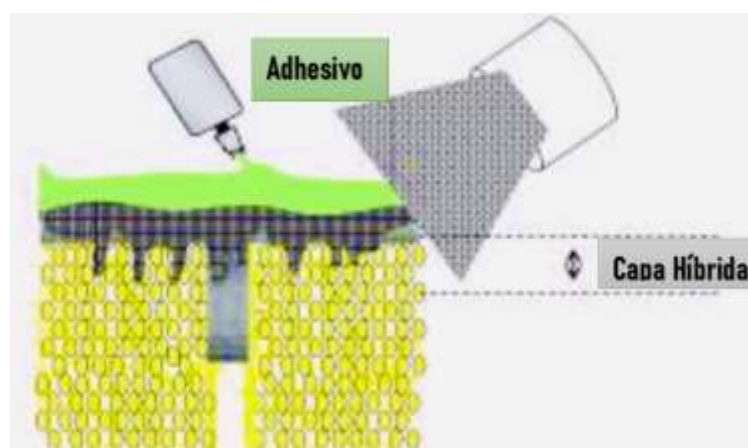


Figura 12. Esquema de un corte lateral de la dentina durante la aplicación del adhesivo (verde). Aplicación del sistema adhesivo que completa los espacios dejados por el primer, formando la capa híbrida y fotopolimerización.⁴

Concepto A-D Adhesión-Descalcificación

El llamado A-D explica los diferentes comportamientos de los adhesivos autograbantes de dos pasos. Usualmente estos adhesivos contienen monómeros a base de ácido carboxílico como 4-META (ácido 4-metacriloxietilo-trimetílico), monómeros a base de fosfato como Fenil-P y MDP que forman parte de la imprimación ácida con un potencial de enlace químico con el calcio de la hidroxiapatita residual. Según este concepto, todos los ácidos interactúan con el calcio de la hidroxiapatita residual formando sales por enlaces iónicos. Sin embargo, la estabilidad de las sales formadas, depende de la acidez del monómero, así el Fenil-P y el 4-META siendo de acidez alta, desmineralizan la hidroxiapatita de la dentina semejante a las moléculas de ácido fosfórico, evitan la penetración del adhesivo y crean una sal fosfato/carboxilato de calcio fácil de degradar provocando microfiltraciones. Por el contrario, el monómero MDP crea una desmineralización parcial de la hidroxiapatita y forma una sal que refuerza la capa híbrida. ²⁰

- **Adhesivos de autograbado en un paso:**

Estos sistemas simplifican el procedimiento a un paso, ya que son mezclas complejas de componentes hidrofílicos e hidrofóbicos que producen capas híbridas más delgadas en comparación con los adhesivos de dos pasos o los de grabado y enjuague, algunos estudios sobre su rendimiento de unión indicaron que estas capas híbridas delgadas tendían a estar menos polimerizadas y más permeables debido a que son adhesivos muy hidrofílicos y absorben el agua de los túbulos dentinarios por ósmosis, lo que puede provocar aumentos en la solubilidad, productos de

degradación hidrolítica, nanofugas y disminución de la fuerza de unión. Estos problemas pueden deberse a las altas concentraciones de monómeros hidrofílicos como el HEMA, estos monómeros facilitan la solubilidad de Bis-GMA (hidrofóbico) para producir una red de polímeros resistentes. Sin embargo, después de la polimerización el HEMA atrae agua asociado a la separación de microfases de los componentes.¹⁸ En diversos estudios se ha reportado deficiente adhesión en esmalte con los adhesivos autograbantes de un paso por microfiltración, incompatibilidad con resinas de autocurado, comportamiento como membranas semipermeables, nanofiltración y fase de separación de monómeros y solvente pero para optimizar la composición de los adhesivos de autograbado se debe agregar suficiente HEMA para humedecer la dentina y evitar las separaciones de fase de los dimetacrilatos.^{21, 27}

2.3 Filtración adhesiva

La filtración es el paso de agua y otros productos a lo largo de la interfase a través de vacíos creados durante la realización o función de la restauración. De acuerdo con el tamaño de estos espacios, pueden ser distinguidos dos tipos de filtración:

- **Microfiltración**

La microfiltración ocurre cuando se generan espacios grandes que permiten el paso clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre la pared cavitaria y el material de restauración, esta separación se da cuando la resistencia de unión a la pared de la cavidad es más baja que el estrés de contracción de la restauración. El sellado de los márgenes protege contra la microfiltración y posteriores complicaciones como sensibilidad postoperatoria, decoloración marginal y caries recurrente.²¹

- **Nanofiltración**

La nanofiltración se produce una vez que se obtienen espacios de menor densidad donde penetran moléculas. La nanofiltración es evitada mediante procesos más complejos como la evaporación del solvente, un sellado adecuado de los túbulos dentinarios por medio de los tags resinosos que evitan la salida por presión del fluido dentinal, una infiltración completa del sistema adhesivo y la inactivación de la acción de las metaloproteinasas.²¹

2.4 Mecanismos de degradación

Según Pashley y cols. la interfaz entre la resina y la dentina es vulnerable a la digestión de enzimas endógenas, la hidrólisis de la resina y la separación inducida por tensiones mecánicas, por lo tanto, se han ido desarrollando materiales y técnicas para evitar estos factores que promueven la degradación a largo plazo.²⁶

El principal problema encontrado en la unión a dentina es la durabilidad limitada de los resultados de la unión clínica. Según Pashley y Van Meerbeek la interfaz entre la resina y la dentina es vulnerable a la digestión de enzimas endógenas, la hidrólisis de la resina y la separación inducida por tensiones mecánicas.²⁶

- **Desproteización de la dentina con clorhexidina**

Cuando la dentina desmineralizada no es infiltrada completamente por el sistema adhesivo, se crean zonas de dentina expuesta, tanto en los adhesivos convencionales de grabado y lavado como en los autograbantes. Esta dentina y fibrillas de colágeno expuestas son vulnerables a la degradación hidrolítica mediada por las metaloproteinasas dentinales (MMP's) expuestas durante el grabado ácido, incrementando la formación de porosidades en la capa híbrida, convirtiéndose en una membrana permeable para la absorción de agua y la consecuente nanofiltración, hidrolisis y degradación del colágeno expuesto en la base de la capa híbrida. Se ha

demostrado que las soluciones como digluconato de clorhexidina desde 0.02-2% son capaces de inhibir las metaloproteinasas en especial las 2-8-9 y reducir la solubilidad de las fibrillas colágenas en un medio acuoso, ya que su acción sobre la dentina grabada no influye negativamente sobre la resistencia de unión microtensil de los sistemas adhesivos, por el contrario, se ha encontrado que además de su efecto antimicrobiano, previene o desacelera la degradación de las fibrillas colágenas expuestas en la base de la capa híbrida por acción de las metaloproteinasas, cuando es aplicada después del grabado ácido en los sistemas de grabado y lavado, favoreciendo la adhesión a la dentina a mediano y largo plazo, sin efecto citotóxicos. La clorhexidina es una molécula de carácter anfifílico (es decir que presenta grupos hidrófilos e hidrófobos) que se une a varias proteínas por mecanismo de quelación, previniendo la unión de los iones de zinc o calcio a las metaloproteinasas e inhibiendo su actividad catalítica.²¹

De acuerdo a un estudio realizado por Jiadi Shen donde evalúa la interacción de la clorhexidina y MDP; el MDP reduce tanto la activación de las MMP's como la nanofiltración a través de un mecanismo que involucra la formación de sales de MDP-Ca, si bien cuando se aplica un adhesivo con MDP y posterior clorhexidina, esta no interfiere con la formación de dichas sales estables y comprobó que la aplicación de clorhexidina con MDP no tiene efectos nocivos que afecten el rendimiento de adhesión.³⁶

- **Desproteínización de la dentina con hipoclorito**

La técnica de desproteínización con hipoclorito (NaOCl) al 5% por dos minutos se realiza cuando la dentina es acondicionada con ácido fosfórico, promoviendo la remoción de smear layer y la desmineralización dentinaria con exposición de la red de fibrillas colágenas, las cuales son diluidas después de la colocación de hipoclorito

de sodio propiciando la obtención de un sustrato dentinario diferenciado rico en apatita. La disolución de las fibrillas colágenas ocurre por el hecho de que el NaOCl es un agente proteolítico no específico, que efectivamente remueve componentes orgánicos en temperatura ambiente. La dentina tratada con NaOCl parece ser más compatible con los materiales hidrofóbicos, o con adhesivos convencionales, pues esa sustancia remueve el colágeno, altera la superficie de la dentina y puede cambiar sus propiedades hidrofílicas, transformándolo en una superficie rica en mineral, semejante al esmalte dentario. El hipoclorito de sodio, además de remover las fibras colágenas expuestas en la dentina condicionada, también torna solubles las fibras existentes en la matriz mineralizada subyacente, creando porosidades submicrométricas en la fase mineral.³⁷

La aplicación de hipoclorito de sodio sobre la dentina desmineralizada, genera una superficie con morfología alterada con un alargamiento y apertura de los túbulos dentinarios y grandes irregularidades en la dentina peritubular debido a la remoción de las fibrillas colágenas. La remoción de las fibrillas colágenas promueve una exposición de radicales; grupos hidroxilo, carbonato y fosfato, lo que puede representar un tratamiento preemisor para sistemas adhesivos que dependan de esos grupos para adherir químicamente a la dentina. Posiblemente, la obtención de una mejor unión entre el sistema adhesivo y superficies dentinarias desprovistas de colágeno pueda ser alcanzada a través de la utilización de nuevos materiales y técnicas, como los sistemas adhesivos dentinarios de acción autocondicionante.

El oxígeno liberado por las moléculas del hipoclorito de sodio es un factor que puede justificar la reducción de los valores de resistencia adhesiva, ya que puede inhibir la polimerización del adhesivo, comprometiendo el desempeño de las interfaces de unión. Así, los resultados de resistencia adhesiva después del empleo del NaOCl

dependen de la especificidad de cada sistema adhesivo al efecto oxidante del hipoclorito.³⁸

2.5 Monómeros de los adhesivos dentales

La función de los monómeros ácidos consiste en ejercer la acción de grabado ácido y de imprimador, produciendo la desmineralización de los tejidos dentales a la vez que humecta el sustrato y prepara los tejidos para la posterior infiltración de los monómeros de resina.²⁴

Los adhesivos autograbantes y los adhesivos universales más recientes contienen monómeros ácidos. En general, dichos monómeros se presentan con una estructura molecular triple, que consta de un grupo funcional ácido y un grupo metacrilato separado por espaciador. El grupo metacrilato es polimerizable y se copolimeriza con otros monómeros para integrarse en la matriz de resina del adhesivo. El grupo espaciador, cuando es suficientemente largo, separa eficazmente el grupo metacrilato y el grupo funcional ácido proporcionando cierta hidrofobicidad; el grupo funcional ácido se encarga de desmineralizar la hidroxiapatita o se unirá a esta químicamente para llevar a cabo el concepto de A-D.³⁵

La superficie de adhesión del adhesivo dental se compone de dos interfaces, la primera es la interfaz del adhesivo y la superficie del diente, la segunda es la interfaz del adhesivo y el compuesto de resina que se desarrolla a partir del proceso de polimerización. Para la adhesión entre el adhesivo y la superficie del diente (esmalte y dentina), se supone que la adhesión micromecánica es el mecanismo principal y se origina al reemplazar el material dental inorgánico por monómeros de resina que se entrelazan entre la superficie y la capa adhesiva para obtener la hibridación. En el esmalte la retención micromecánica se crea mediante la infiltración del monómero

de resina en las fosas grabadas, mientras que la dentina obtiene la retención a partir de la infiltración de monómeros de resina en la capa de colágeno expuesta y los túbulos dentinarios.²⁵

Los adhesivos de autograbado utilizan las propiedades ácidas de los monómeros funcionales para obtener un enlace iónico entre estos y el calcio de la hidroxiapatita creando una unión química. Muchos estudios han informado un buen desempeño del monómero funcional 10-MDP y lo han incorporado a los sistemas adhesivos como los universales.²⁵

Para tener un enlace covalente entre el adhesivo y el compuesto de resina con el proceso de polimerización, los adhesivos deben estar compuestos por monómeros, similares a los del compuesto de resina.²¹

Los monómeros compuestos por adhesivos dentales se podrían dividir en dos grupos; el primero es el monómero reticulante y el segundo es el monómero funcional.²⁵

- **Monómeros reticulantes**

Los monómeros reticulantes tienen dos o más grupos polimerizables que son los dimetacrilatos como Bis-GMA, UDMA TEGDMA, estos se usan comúnmente en los adhesivos dentales y compuestos de resina. Estos monómeros proporcionan directamente resistencia mecánica al adhesivo dental, al crear polímeros densamente reticulados. La característica importante de estos monómeros es su hidrofobicidad que evita la absorción de agua después del curado.²⁵

Bis-GMA es de alto peso molecular y proporciona una baja contracción de polimerización y un curado rápido que se traduce en buenas propiedades mecánicas de los adhesivos. UDMA tiene un peso molecular similar a Bis-GMA y se presenta

en ocasiones combinado con este o solo, pero UDMA exhibe propiedades de viscosidad más bajas. TEGDMA cuenta con propiedades de alta viscosidad y generalmente se usa junto con Bis-GMA y UDMA como diluyentes. La mayor flexibilidad de TEGDMA compensará la rigidez de Bis-GMA y la mezcla dará como resultado una mayor tasa de conversión de resina y aumenta la resistencia a la tracción.²⁵

- **Monómeros funcionales**

La mayoría de los monómeros funcionales tienen un grupo químico particular que forma polímeros lineales al curar y exhiben propiedades hidrofílicas con el propósito de favorecer la humectación y la desmineralización de la dentina que mejora la fuerza de unión de los adhesivos. Los monómeros funcionales generalmente utilizados son los grupos ésteres de fosfato como el ácido carboxílico, ácido sulfónico y fosfonato, los cuales aportan el potencial de grabar y desmineralizar los tejidos dentales. Estos se disocian para liberar protones en soluciones acuosas y puedan formar la zona resistente ácido-base (ABRZ) y establecer la desmineralización de la superficie hasta cierto punto cuando se aplican a una concentración suficiente. Los monómeros funcionales acídicos hidrofílicos, generalmente ésteres del ácido fosfórico, tienen un pH de 1.5 a 2.5.^{21, 35}

Entre los monómeros funcionales más utilizados en los adhesivos autoacondicionantes son el 10- metacriloiloxidecil -dihidrogeno fosfato (10-MDP); ácido 4-metacriloiloxietiltrimelítico (4-MET); hidrógeno fosfato de 2-metacriloiloxietilfenilo Fenil-P) y el glicerofosfato dimetacrilato (GPDM).²⁷

De acuerdo con el concepto de adhesión-descalcificación A-D, un monómero funcional puede interactuar iónicamente a través de un grupo carboxílico/ fosfato/ fosfórico/ fosfónico con calcio de hidroxiapatita. Esta unión química primaria

contribuye con la durabilidad de la unión a largo plazo. El MDP se une iónicamente con mayor eficacia a la hidroxiapatita, esto se atribuyó a la deposición de sal de MDP-Ca al autoensamblaje de una estructura de nanocapas.²⁷

2.6 Monómero Funcional 10-MDP

Un éster de fosfato muy práctico y probado con los mejores resultados, es el 10-MDP (metacriloiloxidecil-dihidrógeno-fosfato). Este monómero se sintetizó a principios de la década de 1980, por los químicos de Kuraray Osaka Japón (Figura 13). Una de las primeras aplicaciones prácticas de este nuevo monómero fue su uso en el cemento de resina adhesivo de la empresa Panavia. Panavia demostró ser especialmente hábil para adherirse a metales y su éxito condujo al uso del monómero 10-MDP en prácticamente todos los adhesivos Kuraray posteriores.²⁰

El monómero 10-MDP es anfifílico, versátil con un grupo de metacrilato hidrofóbico en un extremo (capaz de unirse químicamente a restauraciones y a cementos a base de metacrilato) y un grupo de fosfato polar hidrofílico en el otro (capaz de unirse químicamente a tejidos dentales, metales y zirconio). Además, tiene una cadena larga de diez carbonos que lo vuelve el más hidrofóbico de todos los monómeros que se utilizan para los adhesivos dentales. Estos atributos se hacen deseables en los adhesivos autograbantes y universales.²⁰

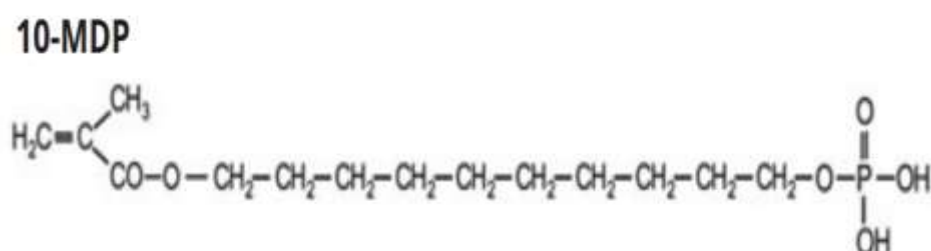


Figura 13. Estructura química del monómero funcional 10-MDP.⁶

Este monómero funcional disuelto en agua, con un pH aproximado de 2.4, interactúa con la dentina superficial produciendo una capa de reacción-integración y su profundidad se encuentra entre 1µm y 400nm 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 a la dentina superficial, creando una capa estable de dentina infiltrada con resina. ²¹

La efectividad clínica de los adhesivos autocondicionantes o universales sobre la dentina es muy alentadora, debido a los aceptables valores de resistencia adhesiva conseguidos, sin embargo, su efectividad sobre el esmalte es aún controvertida.

La mayoría de los adhesivos universales contienen el monómero funcional 10-MDP u otros monómeros funcionales como 4-META, GPDM, PENTA-P, FENIL-P, o 4-MET. Entre todos los monómeros funcionales, el 10-MDP es de particular importancia porque establece un enlace químico con la dentina a través de su grupo fosfato que se une iónicamente al calcio residual adherido a las fibrillas colágenas.

La unión del monómero GPDM con calcio (GPDM-Ca) forma una sal no es estable y da como resultado una desmineralización de la superficie y una disolución de la hidroxiapatita significativamente mayor que el MDP-Ca, ya que este sigue la ruta de adhesión. ^{6, 35}

Muñoz y cols. descubrieron que el 10-MDP parece conservar la fuerza de unión después del envejecimiento artificial con agua, en comparación con los adhesivos universales que no contienen MDP. La razón de este efecto es la formación de una sal de monómero de calcio estable y resistente al agua creada por la reacción de 10-MDP y el calcio de la hidroxiapatita (adhesión química).³⁰ Por otro lado, la eliminación de la hidroxiapatita mediante el grabado con ácido fosfórico, perjudica la

interacción química de los monómeros funcionales con la dentina lo que limita la unión a una interacción únicamente micromecánica. Dado que la unión química desempeña un papel importante a la unión a largo plazo de los adhesivos con la dentina, por ello se debe mantener la hidroxiapatita en la capa híbrida.³¹

El 10-MDP se une químicamente a los tejidos dentales a través de enlaces iónicos con el calcio de la hidroxiapatita. Durante esta reacción, se forman sales estables de MDP- Ca que se depositan en nanocapas autoensambladas con diversos grados de calidad, según el sistema adhesivo, creando interfaces adhesivas y son resistentes a la biodegradación (Figura 14).²⁰

En estudios comparativos, realizados por Van Meerbeek, se ha demostrado que el monómero funcional 10-MDP se une a la hidroxiapatita a través de sus grupos fosfato y forma de manera peculiar una estructura en capas regulares de aproximadamente 4nm, tales nanocapas no se detectan en los adhesivos que contienen monómeros funcionales como Fenil-P, 4- MET y PENTA-P ya que estos monómeros sólo graban y no se unen al tejido.³²

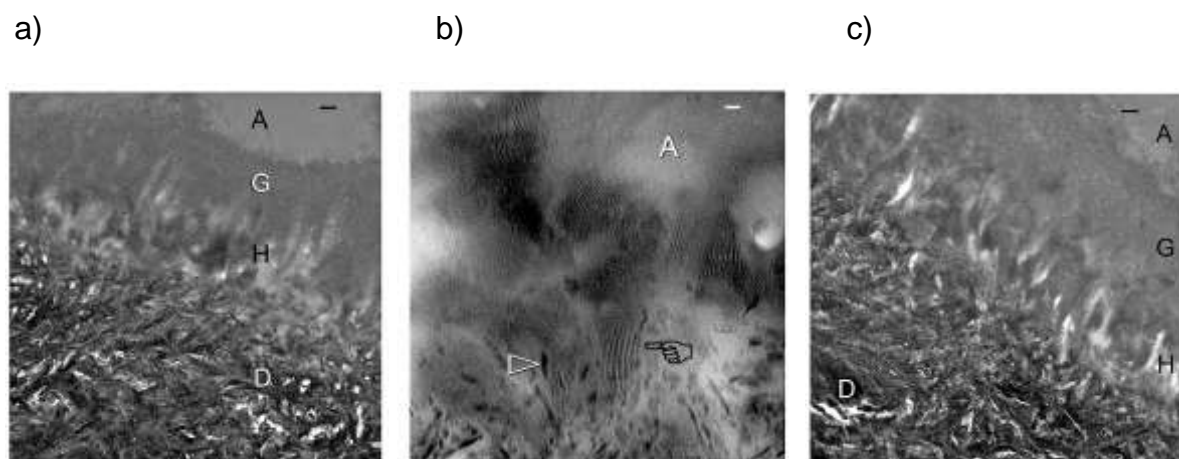


Figura 14. Imágenes con microscopía electrónica de transmisión TEM y espectro XRD de la interfaz de resina-dentina con imprimación de 10-MDP. a) A: adhesivo, G: capa de sales 10-MDP-Ca, H: capa híbrida, D: dentina. b) gran aumento de la interfaz resina-dentina que muestra nanocapas (puntero) y cristalitas de apatita remanentes (punta de flecha abierta) c) bajo aumento después de un año de almacenamiento en agua, se observa aún la capa de sales de 10-MDP-Ca.³²

Métodos utilizados para medir la resistencia de unión en los sistemas adhesivos

Para medir la efectividad de unión en los sistemas adhesivos a esmalte y dentina, se dispone actualmente de diversos mecanismos, estos pueden ser macro o micro pruebas, las cuales dependen básicamente del tamaño del área de unión. Las pruebas de resistencia de unión macro abarcan áreas mayores a 3mm^2 , estas pueden ser ténsiles o de cizallamiento, entre otras. Las micro generalmente son medidas con la prueba de resistencia de unión micro tensil (μTBS), desarrollado en 1994 por Sano y cols, el área de prueba en estas es mucho más pequeña cerca de 1mm^2 o menos. ²¹

La prueba de resistencia de unión micro tensil (μTBS) es el método de prueba más utilizado y de relevancia por su confiabilidad en los resultados, en el cual se adhiere una resina compuesta al sustrato (dentina o esmalte) por medio de un sistema adhesivo, se somete a una fuerza de tracción controlada hasta lograr la separación, ello produce un valor en Megapascales. Aunque el valor de resistencia de unión no puede ser considerado como una propiedad del material, este permite evaluar el desempeño del material ante fuerzas externas. ²⁴

- **Formación de nanocapas**

En 2004 Tsuchiya y colaboradores informaron una nueva zona debajo de la capa híbrida visible en un adhesivo de autograbado que se caracterizaba por una resistencia contra los desafíos ácidos y básicos. Esta zona es diferente de la capa híbrida convencional, por lo tanto, fue nombrada como “zona resistente al ácido-

base” (ABRZ) la cual desempeña un papel importante en la prevención de caries secundarias, con sellado de los márgenes de la restauración para promover la durabilidad de la restauración (Figura 15).²³

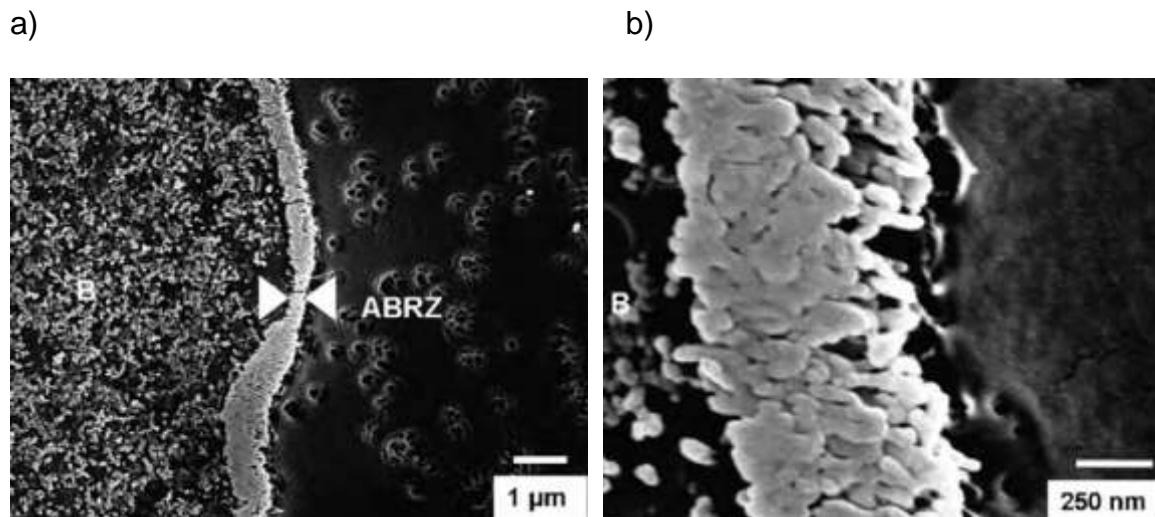


Figura 15. Ultraestructura de la interfase esmalte-adhesivo. a) B: Capa adhesiva. Zona de resistencia ácido base ABRZ de aprox 0.5micras (entre las flechas). b) acercamiento de ABRZ.³⁴

Los resultados de las observaciones en microscopía electrónica de transmisión (TEM) han sugerido que el ABRZ no es puramente dentina, sino una combinación de dentina y la capa híbrida adyacente que es resistente a los ácidos y creada por penetración, polimerización de monómeros adhesivos después de la desmineralización de la dentina. La formación de ABRZ se ha confirmado sólo en algunos adhesivos de autograbado que contienen MDP como el Clearfil SE Bond.^{23,34}

Yoshihara Kumiko describe el concepto de ABRZ, como la adhesión de los monómeros ácidos a la hidroxiapatita por interacción electrostática que permanecen unidos, a través de la formación una sal estable monómero-Ca, siguiendo la ruta de adhesión, o se separan fácilmente cuando no se produce una

sal estable de monómero-Ca, lo que resulta en abundante desmineralización siguiendo la ruta de descalcificación. Estudios previos demostraron que la ruta A-D seguida por el monómero funcional depende de su estructura molecular con el grupo funcional ácido, induciendo diferentes capacidades de grabado. Cuando se sigue la ruta de descalcificación se forma una capa híbrida de varios micrómetros de espesor, en la que se priva de colágeno sustancial de su hidroxiapatita circundante; los fosfatos de calcio producidos se incrustan dentro de la red de fibrillas de colágeno expuestas. De lo contrario, la ruta de adhesión típicamente dará como resultado una capa híbrida submicrónica rica en hidroxiapatita sin mucha exposición al colágeno.³⁵

Los adhesivos de autograbado suelen crear capas híbridas submicrónicas en las que la hidroxiapatita permanece alrededor del colágeno. Su mecanismo de unión al esmalte/dentina se basa en la retención micromecánica y la unión química del monómero funcional con hidroxiapatita residual.²⁷

El MDP interactúa químicamente con hidroxiapatita de manera intensa y estable, es capaz de formar fuertes enlaces iónicos con el calcio produciendo la sal MDP-Ca con una solubilidad baja. Estudios realizados por Naikaido y cols. Comparan la formación de la ABRZ en esmalte con adhesivos autograbantes que contienen monómeros funcionales como el MDP y el Fenil-P, donde demuestran que con el monómero Fenil-P no hay formación de ABRZ, sólo forman una sal de calcio con alta solubilidad, susceptible a la disolución durante el desafío ácido-base y con el MDP se demostró un patrón muy marcado de ABRZ de 0.5µm lo que da un buen indicador para predecir la durabilidad de la unión a los sustratos dentales (Figura 16).³⁴

Los beneficios de las nanocapas, incluyen la protección de las fibrillas de colágeno a la degradación inducida por el agua debido a su hidrofobicidad, el aumento de la resistencia de los cristalitos de apatita residuales a la disolución ácida y la creación de una transición más gradual entre el sustrato de unión inorgánica y el biomaterial.²⁶ Cada nanocapa autoensamblada, consta de dos moléculas de 10-MDP con sus grupos metacrilato dirigidos uno hacia el otro y sus grupos funcionales de fosfato de hidrogeno dirigidos hacia el lado contrario.³²

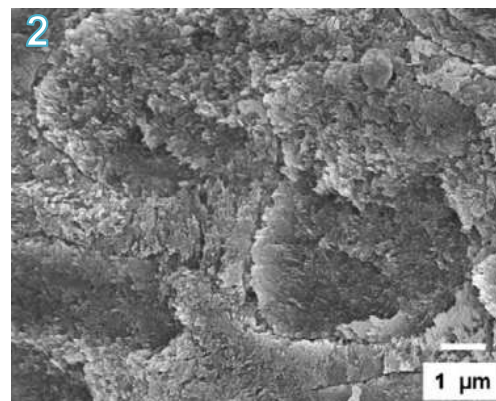
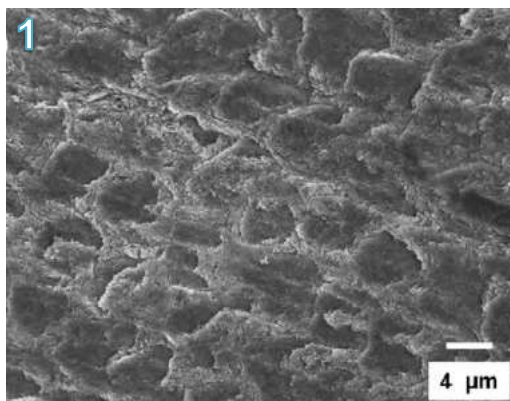
Como se ha ido mencionando el MDP es el monómero funcional que se une iónicamente con mayor eficacia a hidroxiapatita, debido a la deposición de sal de MDP-Ca y al autoensamblaje de una estructura de nanocapas. Se cree que la fuerte hidrofobicidad, de tales nanocapas contribuye a la estabilidad interfacial, protegiendo así, la capa híbrida contra los procesos de degradación del enlace hidrolítico.²⁷

La penetración de monómeros en el tejido dental más allá de la capa híbrida y la interacción química entre el monómero funcional y la hidroxiapatita pueden contribuir a la formación de ABRZ. Para la dentina, se forma ABRZ debajo de la capa híbrida; mientras que, para el esmalte, el ABRZ no está debajo de la interfaz de unión, sino que se encuentra dentro de esta, involucrando aquellas partes de la interfaz que no se disolvieron después de la interacción ácido-base provocando menor resistencia.

34

Se ha descrito en la literatura que, al frotar la imprimación sobre la superficie de la dentina por un tiempo prolongado, intensifica la formación de nanocapas, lo que explica porque esta técnica de “aplicación activa” aumenta la fuerza de adhesión.³²

A)



B)

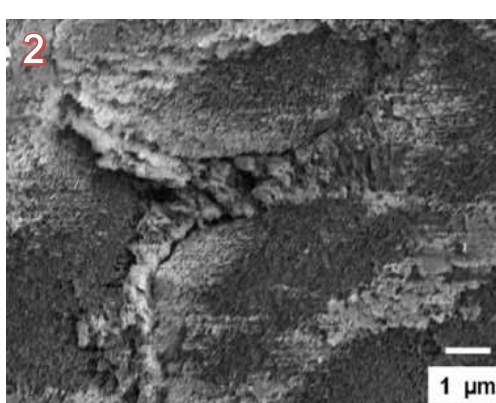
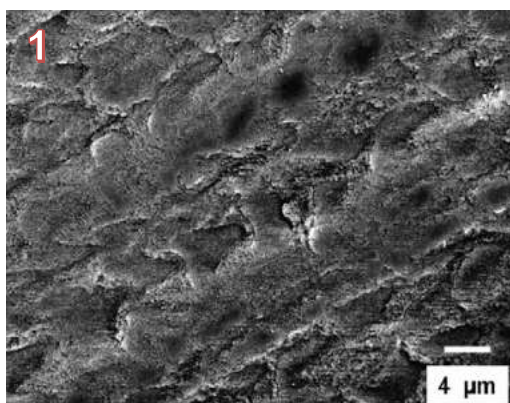


Figura 16. Observación con SEM de la superficie del esmalte. A 1-2) superficie del esmalte tratada con imprimación que contiene MDP. B 1-2) superficie del esmalte tratada con imprimación que contiene fenil-P. ³⁴

Influencia del 10-MDP en esmalte y dentina

La dentina varía en su composición con respecto al esmalte por su alto contenido orgánico-acuoso, lo que la hace un sustrato difícil de adherir, dificultando la hibridación del tejido dental. Actualmente se busca reforzar esta hibridación con uniones químicas gracias a los adhesivos autograbantes con monómeros ácidos como el 10-MDP. La eficacia de los adhesivos autograbantes sobre esmalte dental se encuentra en discusión, ya que los beneficios y la longevidad clínica a largo plazo brindada por el grabado ácido se ha corroborado durante décadas. ²⁴

De Munck y col. sostienen que el patrón de grabado ácido creado sobre el esmalte por los adhesivos de autograbado con o sin MDP, no es uniforme y depende de la acidez del primer, sin embargo, la resistencia adhesiva no se relaciona con el grado de acidez de los adhesivos de autograbado.

Cuando se utilizan adhesivos universales en modo de autograbado mediante los monómeros funcionales ácidos como el 10-MDP, la adherencia al esmalte es menor, lo que promueve discrepancias marginales y decoloración. Por lo tanto, un grabado selectivo en esmalte con ácido fosfórico una vez que se utilizan este tipo de adhesivos es lo más recomendable.^{31, 40}

Según los estudios realizados por Víctor P. Feitosa, Yoshihara y cols. en esmalte no se ha encontrado una fuerza de unión alta con el uso de MDP, debido a los diferentes efectos de grabado que los monómeros funcionales pueden tener sobre la dentina y el esmalte. De hecho, la mayoría de los adhesivos de autograbado suaves no logran grabar profundamente el esmalte para lograr un enclavamiento micromecánico al nivel que se obtendría con el ácido fosfórico. Los estudios demuestran que en dentina se obtuvo una resistencia de unión de 36-40MPa y en esmalte de 25-27MPa.²⁸

HEMA

El comonomero HEMA (metacrilato de 2- hidroxi-etilo) se agrega con frecuencia a los adhesivos. Este monómero soluble en agua con su grupo hidroxilo no puede interactuar iónicamente con hidroxapatita. Sin embargo, a menudo se agrega HEMA

para mejorar la humectación de la dentina y aumentar la fuerza de unión, previene la separación de fases al homogeneizar las fases hidrófobas e hidrófilas después de la evaporación del solvente. ²⁶ Como inconveniente HEMA promueve la absorción de agua, por lo tanto, la hidrólisis en la interfaz del adhesivo afecta la durabilidad de unión. ²⁷

En estudios realizados por Yoshida, Van Meerbeek y cols. con difracción de rayos X (XRD), revelaron que HEMA influyó en la formación de sal MDP-Ca (nanocapas) en donde se descubrió que MDP adsorbe y descalcifica simultáneamente hidroxiapatita formando capas de sal MDP-Ca a través de la reacción del MDP disociado con protones con calcio, pero cuando se añadió HEMA en cantidades mayores, la formación de estas sales se restringió notablemente. Cuanto mayor sea la concentración de HEMA menor será el número de nanocapas formadas. ²⁷

Yoshida y cols desarrollaron un modelo que explica los mecanismos de interacción interfacial de MDP y HEMA con hidroxiapatita (Figura 17) la formulación de MDP solo a corto plazo, resultó en una fuerte adsorción de MDP a hidroxiapatita, provocando desmineralización (liberación de iones de Ca/HPO_4) y produjo sales de MDP-Ca (nanocapas). A largo plazo, este efecto se intensificó; cuando interactúa con etanol, el MDP permaneció adsorbido en hidroxiapatita porque se unió iónicamente. Se registró una población menos densa de MDP adherida a hidroxiapatita para las soluciones combinadas de MDP-HEMA en concentraciones mayores. Esto se atribuye a que HEMA también se adsorbe a hidroxiapatita, lo que impide que MDP interactúe y por lo tanto no desmineralice intensamente hidroxiapatita a corto plazo y no producir nanocapas. Sin embargo, dado que HEMA no se adsorbe fuertemente a hidroxiapatita, no resiste el lavado con etanol, a largo plazo HEMA no permanece

adsorbido en hidroxiapatita, por lo que MDP podría desmineralizar más hidroxiapatita y producir nanocapas. ²⁷

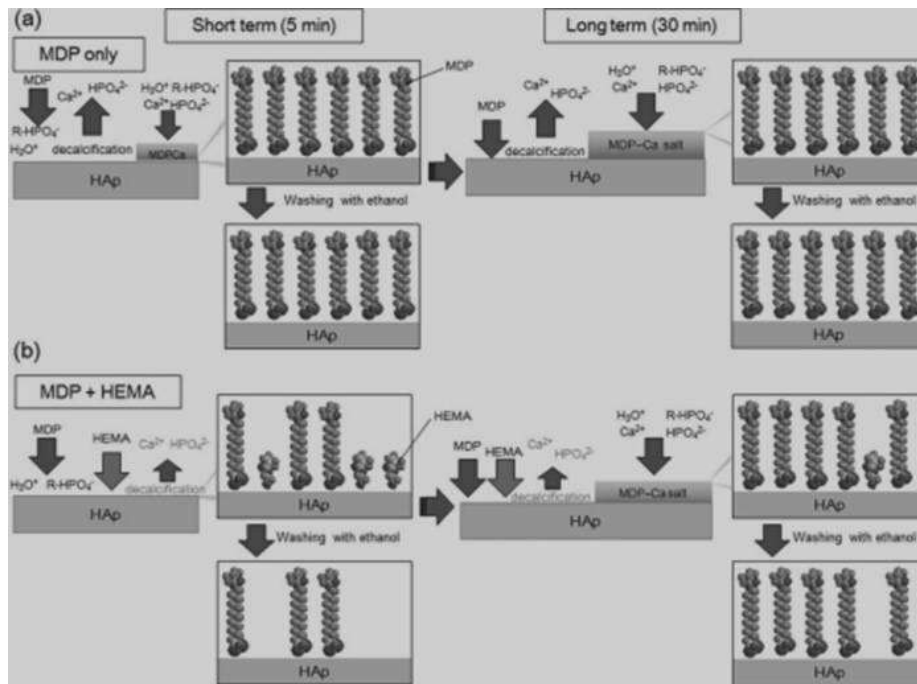


Figura 17. Explicación esquemática de la interacción de MDP con hidroxiapatita (HAp) a corto y largo plazo (a) y una mezcla de MDP con HEMA (b).

2.7 Requerimientos básicos para formar una buena adhesión

Las superficies deben estar limpias y tersas, la energía superficial debe ser elevada; con respecto al adhesivo: buena humectabilidad, baja tensión superficial, baja viscosidad y fluidez adecuada, para que tenga la capacidad de penetración por capilaridad en los espacios estrechos, con la mínima contracción de polimerización posible para evitar la fase de separación por solidificación del adhesivo. ²¹

Factores que promueven el fracaso de la adhesión

Impregnación incompleta del monómero de la resina a las fibrillas colágenas desmineralizadas, debido un inadecuado control del acondicionamiento ácido en

diferentes zonas de la dentina, a una mala técnica de infiltración del adhesivo y posterior polimerización, además de un incompleto desplazamiento del agua en la zona desmineralizada creando zonas vacías o no infiltradas susceptibles a la degradación a largo plazo. ¹¹

El uso de monómeros muy hidrofílicos que se encuentran en los adhesivos autograbantes, estos exponen en menor medida el colágeno de la dentina y, por lo tanto, forman una zona híbrida delgada y menos porosa a la hidrólisis, sin embargo los componentes hidrofílicos de estos sistemas se comportaran como una membrana semipermeable permitiendo la trasudación continua del flujo dentinario y promoviendo la degradación hidrolítica, que rompe los enlaces covalentes entre los polímeros mediante la adición de agua a los enlaces éster, lo que da como resultado una degradación de la resina que compromete la resistencia de unión. ³⁹

Las metaloproteinasas (MMP's 2, 8, 9 y 20), responsables de la degradación de las fibrillas colágenas expuestas durante el proceso de acondicionamiento de la dentina con ácido fosfórico o con autograbantes con pH fuerte. ^{11, 39}

Protocolos recomendados

Cuando se utilice un adhesivo de grabado y lavado de uno o dos pasos se debe tener precaución con la humedad, grabado y secado de la dentina por el riesgo de colapso de las fibrillas colágenas durante el proceso de secado de la dentina desmineralizada, lo que conduce a una disminución de la fuerza de unión. El colapso del colágeno se previene manteniendo húmeda a la dentina lo cual es una tarea difícil de detectar por el clínico ya que, si la dentina queda demasiado húmeda, los monómeros no serán capaces de llegar hasta las fibrillas para hibridizar correctamente. También utilizar agentes inhibidores de las MMP,s, como la

clorhexidina con ligero frotamiento, posterior al grabado con ácido fosfórico, es de gran importancia para evitar la degradación de la interfaz a corto y largo plazo. ^{40, 11}

En adhesivos autograbantes de un paso, es necesario el acondicionamiento ácido en esmalte para una adhesión óptima a este sustrato, así como una capa adicional del adhesivo para aumentar el rendimiento del material debido a su alto contenido de solventes, ya que pueden ser susceptibles a la humedad de la dentina o formar capas adhesivas más delgadas que probablemente sean propensas a la inhibición de la polimerización por el oxígeno. ³⁹

La acumulación de monómeros hidrofílicos y específicamente disolventes residuales en adhesivos simplificados a un paso puede dificultar la formación de un polímero de alta reticulación disminuyendo la resistencia de la unión entre la resina y la dentina y aumentar la permeabilidad de la capa adhesiva de la polimerización. En consecuencia, los polímeros resultantes serán más susceptibles a la degradación con el tiempo. Uno de los métodos utilizados para evitar estos inconvenientes incluye la aplicación de una capa de resina hidrófoba sobre el adhesivo simplificado polimerizado. Esta capa extra de resina tiene como objetivo aumentar el grosor y uniformidad de la capa adhesiva, así como reducir el flujo de fluido a través de la interfaz del adhesivo. ⁴¹

En adhesivos autograbantes de uno o dos pasos no es necesario aplicar ácido fosfórico en la dentina, ya que la desmineralización de esta, ocurre simultáneamente y al aplicar ácido fosfórico adicional provoca un sobregrabado, colapso de las fibrillas colágenas y la remoción total de la hidroxiapatita, que es necesaria para la formación de las sales estables MDP-Ca en los adhesivos autograbantes o universales que contienen MDP además de una sensibilidad postoperatoria. ⁴⁰

Varios autores han demostrado claramente que la aplicación activa y la volatilización del adhesivo y el imprimador al tejido dental por el doble de tiempo que indique el fabricante, mejora el rendimiento de unión, favoreciendo la penetración de monómeros y disminuyendo la cantidad de solventes al sustrato dental en cualquier tipo de adhesivo, así como una correcta polimerización. Mantener los frascos de los adhesivos siempre cerrados es fundamental para evitar la volatilización de los solventes que son necesarios para la penetración de los monómeros una vez que llegan a las fibrillas colágenas. ^{40, 41}

3. Conclusiones

- ✓ Los adhesivos dentales se utilizan para una amplia gama de aplicaciones clínicas. Están disponibles como sistemas de grabado y lavado y sistemas de auto grabado. Ambos sistemas dan como resultado el grabado de la superficie del diente y la unión micromecánica del esmalte y la dentina después de la polimerización.
- ✓ Los sistemas adhesivos de grabado y enjuague generalmente funcionan mejor en esmalte que los sistemas de autograbado que pueden ser más adecuados para la unión a la dentina debido a los monómeros hidrofílicos que continen.
- ✓ El enclavamiento micromecánico sigue siendo la mejor estrategia para adherirse al esmalte. Por lo tanto, es obligatorio el grabado selectivo con ácido fosfórico en los márgenes de la cavidad del esmalte previo a la aplicación de un adhesivo de autograbado suave o universal con monómeros funcionales de alta afinidad química a la hidroxiapatita.
- ✓ La influencia del monómero 10-MDP en dentina es de relevante importancia debido a la unión química estable que este monómero puede realizar con la hidroxiapatita de la dentina.
- ✓ La influencia del monómero 10-MDP en esmalte no logra una unión química estable como en dentina, ya que el monómero no tiene el alto potencial de grabado comparado con el ácido fosfórico.

- ✓ Algunos adhesivos que contienen 10-MDP son de particular importancia porque establece un enlace químico con la dentina a través de su grupo fosfato que se une iónicamente al calcio residual de la hidroxiapatita que se encontraba en las fibrillas de colágeno para formar nanocapas de sales estables (MDP-Ca) contrarrestando la degradación hidrolítica y reforzando la adhesión.

- ✓ Conocer el contenido de los adhesivos, así como su utilidad para cada caso en específico es de gran importancia para el clínico a la hora de restaurar, esto lleva a no sólo tener en consultorio un tipo de adhesivo, sino poseer por lo menos un convencional, uno de autograbado y un universal.

- ✓ Aún no se ha logrado la técnica y el sistema adhesivo ideal que sea perdurable en el tiempo y aplicable de forma general.

4. Referencias bibliográficas

- 1- Carlos Carrillo Sánchez, Buonocore padre de la odontología adhesiva moderna, 63 años del desarrollo de la técnica del grabado del esmalte 1955-2018, revista ADM. 2018; vol 75 núm. 3: 135-142.
Disponible: <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2018/od183d.pdf>
- 2- Nobou Nakabayashi, Mitsuo Nakamura, Noborou Yasuda, Capa híbrida como mecanismo de unión a dentina, J Esthet dent, 1991; vol. 3 núm. 4: 133- 138.
Disponible:https://www.researchgate.net/publication/336815095_Medicion_de_la_capa_hibrida
- 3- Carlos Carrillo S. MSD, Capa híbrida, Revista ADM, 2013; vol. LXII núm.5: 181-184.
Disponible en: <https://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2005/od055e.pdf>
- 4- Alessandro Duorado L, Alessandra Reis, Sistemas Adhesivos, RODYB-Revista de Operatoria dental y Biomateriales, 2006; vol 1-núm.2: 13-28. Disponible en:
<https://www.rodyb.com/wp-content/uploads/2013/02/sistemas-adhesivos.pdf>
- 5- Egle Milia, Enzo Cumbo, Rielson A. Cardoso, Giuseppe G, Sistemas adhesivos actuales- revisión narrativa, ADM, 2012; vol. 18 núm. 3: 455-476. Disponible en:
https://drive.google.com/drive/u/2/folders/1HAemVXcHuSbfz_4VUTVAcCvVasqzhTv0
- 6- Shuhei Hoshika , Atsushi Kameyama, Yuji Suyama y cols. Adhesivos de autograbado a base de GPDM y 10-MDP adheridos a esmalte sin cortar y con fresado: μ TBS “inmediato y envejecido”, AIAID, 2014; vol. 20 núm. 2: 113-120. Disponible en:
file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20ingl%C3%A9s/ad_20_2_hoshika_p113.pdf
- 7- Eunice Carrillo, Miguel Cardoso, Manuel Marquez Ferreira, Adhesivos dentales basados en 10-MDP: caracterización de la interface adhesiva y estabilidad del adhesivo: una revisión sistemática. AIAID, 2019; vol 24 núm. 5: 205-219.
- 8- Camps Alemany I, La evolución de la adhesión a dentina, Revista Avances en Odontostomatología ISO4, 2004; vol- 20 núm. 11-17.
Disponible en: <https://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v20n1/original1.pdf>
- 9- Diccionario de Alegsa Santa Fe, Definición de adhesión física, propiedad física. 2021.
Disponible en:
https://www.definiciones-de.com/Definicion/de/adhesion_fisica.php

- 10- Henostroza G, Adhesión en odontología restauradora. 2011; 2da edición Madrid: Ripano.
- 11- Alfredo Garcilazo Gómez, Karla Eugenia M. M. et al. Factores que afectan y mejoran la adhesión en dentina, una puesta al día. Una revisión de la literatura. Revista ADM, 2019; vol 76 núm.3: 162-186. Disponible en:
<https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/biblio-1022153>
- 12- Lizzette Albertí, Maheli Sarabia, Histogénesis del esmalte dentario, consideraciones generales, AMC, 2007; vol 11 núm. 3: 1-15. Disponible en:
http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552007000300015
- 13- Alano Díaz Et.Al, Alteraciones de la dentina con el envejecimiento. Revista UBA 2018: vol.33 núm. 75: 112-21. Disponible en:
<http://odontologia.uba.ar/wp-content/uploads/2019/02/Alteraciones-dentina.pdf>
- 14- Juan de Dios Teruel F, Estudio comparativo de la composición y estructura cristalina del esmalte y dentina humano, bovino, ovino y de cerdo. ESM, 2018; vol 10 núm.15: 1-32. Disponible en:
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=154881>
- 15- Alejandra Navarro, Conceptos actuales sobre el complejo dentino pulpar, OUCV, 2006; vol 4 núm. 9: 1-48. Disponible en:
https://www.academia.edu/9067039/Conceptos_Actuales_sobre_el_Complejo_Dentino_Pulpar_A
- 16- Mandri M. Natalia, Aguirre Gabre de P. A, Zamudio M. Eugenia, Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora, Revista Odontoestomatología, 2015, vol. XVII. núm 26: 50-56. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/v17n26a06.pdf>
- 17- George Freedman, Andrés Kaver, Karl Leinfelder, Kelvin I. Afrashtehfar, Sistemas adhesivos dentales, siete generaciones de evolución, 2017, Revista IC-RG Editorial renascence: 10-20. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/FreedmanGKaverALeinfelderKAfrashtehfarKI.Dentaladhesivesystems-Sevengenerationsofevolution.RevDentPaciente.2017Oct11010-21.pdf>

- 18- Egle Milia, Enzo Cumbo, Rielson JoséA. Cardoso, Giuseppe Gallino, Sistemas Adhesivos Dentales Actuales. Una revisión narrativa 2012, Revista DFA, vol. 18 núm. 34: 542-552.
- 19- Eshrak Sofan, Afrah Sofan, Gaspar Palaia y Cols. Revisión de la clasificación de los sistemas adhesivos dentales: de la IV generación al tipo universal, 2016, PMC, vol. 3 núm. 6: 24-39.
- 20- Gary Alex, DMD, Adhesivos Universales: ¿La próxima evolución en la odontología adhesiva?, revista CFCED ISO4. 2015; vol.36 núm. 1: 15-26. Disponible en: <file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/UNIVERSALADHESIVESARTICLEJANUARY2015COMPENDIUM.af.es.pdf>
- 21- Maritza Parra Lozada, Herney Garzón Rayo, Sistemas adhesivos autograbadores, resistencia de unión y nanofiltración: una revisión bibliográfica, revista FOUA, 2012; vol. 24 núm. 1: 133-150. Disponible en: <file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/v24n1a11.pdf>
- 22- Milko Villarroel, sistemas adhesivos universales puntos sensibles, youtube, 2021. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=nVsriqQRvuw>
- 23- Naoko Matsui, Tomohiro Takagaki, Alireza Rasd y Cols. El papel de MDP en una resina de unión de un sistema adhesivo autograbante de dos pasos, Dent Mater. 2015; vol. 3 núm. 6: 23-41. Disponible en: [file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/advpub_2014-205.af.es%20\(2\).pdf](file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/advpub_2014-205.af.es%20(2).pdf)
- 24- Rincón Zambrano Fernando, Defrén G. Carnejo A, Efectividad de los adhesivos de autograbado sobre el esmalte dental, RAAO. 2009; vol. 47 núm. 2: 30-37. Disponible en: <file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/articulo4.pdf>
- 25- Suttinart Chomcheoy, Chayada Teanchai, Apiwat Riddhabhaya, La fuerza de unión a la microtracción de la dentina de 10- MDP contenida en los adhesivos dentales utilizados en cavidades clase V, TAF. 2017; vol. 3 núm.: 106-116. Disponible en: <file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20ingl%C3%A9s/EffectofafunctionalmonomerMDPontheenamelbonddurabilityofsingle-stepself-etchadhesives.pdf>
- 26- F. Tian, L. Zhouz, Z. Zhang, Pashley y Cols. Escasez de nanocapas en interfaces resina-dentina de adhesivos basados en MDP, AIAID. 2016; vol. 95 núm.: 380-387.

- 27- Yoshida, K. Yoshihara, S. Hayakawa, N. Nagaoka, T. Okiharas, Van Meerbeek y cols, HEMA inhibe la formación de nanocapas interfaciales del monómero funcional MDP, AIAID. 2012; vol.91 núm. 11: 160-165. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/acid-o-base.af.es.pdf>
- 28- Víctor P. Feitosa, K. Yoshihara, Fabricio A. Ogliari, Van Meerbeek, Lourenco y cols, Impacto de la hidrofilia y la longitud de las cadenas espaciadoras en la unión de monómeros funcionales, AMD Elsevier. 2014; vol.24 núm. 07: 1-7. Disponible en:
<https://drive.google.com/drive/u/2/my-drive>
- 29- 3M- ESPE, Adhesivos de autograbado, perfil técnico de producto adper prompt L-Pop, ESET México edición 2022; 1-22. Disponible en:
<https://multimedia.3m.com/mws/media/194714O/adpertm-promptm-l-poptm-technical-profile.pdf>
- 30- Garrofé A, Martucci D, Picca M, Adhesión a tejidos dentarios, UBA. 2014; vol.29 núm 67: 1-9.
- 31- Seda Jacker- Guhr, Johannes Sandera, Anne-Katrin Luehsc, ¿Qué tan universal es la adhesión? Resistencia al cizallamiento de los adhesivos multimodo sobre el esmalte y dentina, AMD. 2019; vol. 21: núm. 1: 87-95. Disponible en:
file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/jad_21_1_jackerguhr_p87.af.es.pdf
- 32- Van Meerbeek B, Yoshida Y, De Munck, Estado del arte de los adhesivos de autograbado, Elsevier SC, 2011; vol. 27 núm. 7: 17-28. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/1.af.es.pdf>
- 33- Hitoshi Iwai, Kou Fujita, Hirotoshi Iwai, Takuji Ikemi, Desarrollo de adhesivo de autograbado de un solo paso basado en MDP- efecto 4-META adicional en el rendimiento de unión, revista DM, 2013; vol.b32 núm. 1: 1-9. Disponible en:
[file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/32_2012-179.ja.es%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/32_2012-179.ja.es%20(1).pdf)
- 34- Na Li, Toru Nikaido, Tomohiro Takagaki, Alireza Sádera, Patricia Makishi, El papel de los monómeros funcionales en la unión al esmalte: zona resistente a ácidos y bases, Elsevier SD, 2010; vol. 3 núm. 8: 722-730. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/acid-o-base.af.es.pdf>

- 35- Yoshihara Kumiko, Noriyuki Nagaoka, Satoshi Hayakawac, Takumi Okihara y col. Interacción química de dimetacrilato de glicerofosfato (GPDM) con hidroxiapatita, Elsevier SD, 2018; vol. 3 núm. 4: 1072-1081. Disponible en:
<https://drive.google.com/drive/u/2/my-drive>
- 36- Jiadi Shen, Haifeng Xie, Wang Qi, Jiaxue Yang, Chen Chen, Evaluación de la interacción de clorhexidina y MDP, sus efectos sobre la durabilidad de la unión a dentina, Elsevier SD, 2020; vol 3 núm. 6: 1624-1734. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20ingl%C3%A9s/clorhexidin%20y%20MDP.pdf>
- 37- Fabio Barbosa, Claudio Heliomar, Lucia Carneiro, Relación de la dentina desproteinizada con el proceso adhesivo, AOV, 2005; vol. 43 núm 2: 1-8. Disponible en:
<https://www.actaodontologica.com/ediciones/2005/2/art-14/>
- 38- Evelin Putzeys, Radu Corneliu Duca, Jeroen Vanoineek y cols. Difusión transdental de monómeros adhesivos, estudio in vitro, Elsevier SD, 2018; vol. 7 núm. 5: 91-97. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/1-s2.0-S0300571218301404-main.af.es.pdf>
- 39- Osorio Ruíz E, Control del colapso del colágeno: desproteinización, AEO, 2004; vol. 20 núm. 3: 1-8. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/hipoclorito.pdf>
- 40- Nikole Pecora, Peter Yaman, Joseph Dennison y Alberto Herrero, Comparación de la resistencia de la unión al cizallamiento en relación con dos dispositivos de prueba, ROP 511, 2003; vol. 88 núm. 5: 511-516. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20traductores/1-s2.0-S0022391302002603-main.af.es.pdf>
- 41- Miguel Ángel Muñoz, Isis Luque, Viviana Hass, Alessandra Reyes y cols. Propiedades de unión inmediata de los adhesivos universales a la dentina, Elsevier SD, 2013; vol. 4 núm. 1: 404-411. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20ingl%C3%A9s/Mu%C3%B1oz3.pdf>
- 42- Miguel Ángel Muñoz, Ana Sezinandoc, Issis Luque- Martínez y cols. Influencia de un recubrimiento de resina hidrófoba en la eficacia de unión de tres adhesivos universales, Elsevier SD, 2014; vol. 4 núm. 2: 595-602. Disponible en:
<file:///C:/Users/cynth/OneDrive/Documents/Articulos%20odonto%20ingl%C3%A9s/Mu%C3%B1oz2.pdf>

5. Anexos

Tabla comparativa de adhesivos universales, autograbantes y de grabado y enjuague (convencionales) vendidos en México con sus respectivas características: casa comercial, pH, número de pasos, componentes y resistencia de unión al esmalte y dentina.^{6, 39, 40, 26, 38}

Adhesivo	Casa Comercial	pH	Número de pasos	Componentes	Resistencia de unión (MPa) en dentina Self Etch	Resistencia de unión (MPa) en esmalte Self Etch	Resistencia de unión (MPa) en dentina Etch & Rinse	Resistencia de unión (MPa) en esmalte Etch & Rinse
UNIVERSALES								
Scotchbond Universal 	3M	2.7	1-2	Monómero de fosfato 10-MDP , resinas de dimetacrilato, HEMA, copolímero de ácido polialquenoico modificado con metacrilato, rellenos, etanol, agua, iniciadores	32.5 ± 2.8	21.5 ± 5.1	33.3 ± 3	38.2 ± 2.5
All Bond Universal 	Bisco	3.2	1-2	Monómero de fosfato 10-MDP , Bis-GMA, HEMA, etanol, agua, iniciadores	30.2 ± 3.1	18.1 ± 4	31.1 ± 5	40.6 ± 4.2
Prime & Bond Elect 	Dentsply	2.5	1-2	Monómero de fosfato PENTA-P, HEMA, residuos de metacrilato, acetona, agua, iniciadores.	22.4 ± 6.3	16.1 ± 5.7	32.3 ± 3.8	39.1 ± 4
iBond Universal	Kulzer	1.8	1-2	Monómero de metacrilato 4-META, 10-MDP ,	21.1 ± 3.6	14.4 ± 3.7	30.6 ± 4.6	33.8 ± 4.8

				acetona, agua, iniciadores.				
Tetric N- Bond Universal 	Ivoclar	2.5-3	1-2	Bis-GMA, HEMA, UDMA, óxido de fosfina, acrilato	30.4 ± 4.6	18.2 ± 4.6	26.9 ± 4.9	32.1 ± 4.3
Adhese Universal 	Ivoclar	2.5-3	1-2	Monómero de fosfato 10- MDP , HEMA, Bis- GMA, MCAP (polímero de ácido carboxílico metacrilado) , sílice dispersa, etanol, agua, fotoiniciador es.	38.5± 3	23.4± -2	38.9 ±	35.9 ±
Clearfil Universal Bond 	Kuraray	2.3	1-2	Monómero de fosfato 10-MDP , HEMA, residuos de dimetacrilat o, etanol, agua, silano, rellenos e iniciadores	28.3 ± 2.3	21.4 ± 2.4	26.9 ± 1.4	34.5 ± 2.4
Clearfil Universal Bond Quick 	Kuraray	2.3	1-2	Monómero de fosfato 10-MDP , HEMA, Bis- GMA, acrilamida, metacrilato, MPTMS, Fluoruro de sodio, sílice coloidal, fotoiniciador es.	37.3 ± 2.9	21.1 ± 4.2	25.3 ± 2.3	40.5 ± 0.9

<p>Optibond Universal</p> 	Kerr	2.4	1-2	GPDM, GDMA, HEMA, acetona, etanol, agua	27.5 ± 3	25.9 ± 5.2	25.5 ± 2	26.7 ± 2.8
<p>Futurabond U</p> 	Voco	2.3	1-2	Monómero de fosfato 10-MDP , dimeracrilatos, HEMA, acetona, agua, iniciadores,	24 ± 2.8	20 ± 3.1	29.2 ± 1.4	35.9 ± 4.5
AUTOGRABANTES								
<p>Clearfil SE Bond 2</p> 	Kuraray	Primer: 1.9 Adhesivo: 2	2	Primer: monómero de fosfato 10-MDP , HEMA, dimetacrilato o hidrofílico, fotoiniciador (CQ, DEPT, otros) y agua Adhesivo: 10-MDP , BIS-GMA, HEMA, dimetacrilato o hidrofóbico, microrrellenos o fotoiniciadores.	43.04 ± 1.5	25.3 ± 4	28.7 ±	41.42 ±

<p>Adper Prompt L-Pop</p> 	3M	0.7	1-2	<p>Blíster rosa: esteres fosfóricos metacrilatos , Bis- GMA, fotoiniciador (CQ), estabilizador es.</p> <p>Blíster amarillo: HEMA, agua, ácido polialquenoico, estabilizador es.</p>	20.2± 2	12.7± 3.5	19.6± 3.4	28.4± 2.1
GRABADO Y ENJUAGUE								
<p>Optibond FL</p> 	Kerr	Primer: 1.8 Adhesivo: 6.1	3	Primer: HEMA, GPDM, PAMM, etanol, agua y fotoiniciador . Adhesivo: TEDGMA, UDMA, GPDM, HEMA, BIS-GMA, relleno y fotoiniciador .	X	X	36.9 ± 2.5	43± 5.2
<p>Adper Single Bond 2</p> 	3M	4.1	2	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, agua, fotoiniciador , ácido poliacrílico	X	X	36.9 ± 2	40.3 ± 2.
<p>Tetric N-Bond</p> 	Ivoclar	2.5	2	Bis – GMA, UDMA, metacrilato de hidroxietilo. Relleno: Nano partícula de sílice, etanol y agua	X	X	30.4 ± 2.3	31.9 ± 1.1

10-MDP(10- metacrilóiloxidecil-dihidrogeno-fosfato), HEMA (metacrilato de2- hidroxietilo) Bis-GMA () UDMA (dimetacrilato de uretano) PENTA-P (monofosfato de pentacrilato de dipentaeritritol) TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol) GPDM (fosfato de dihidrogeno de dimetacrilato de glicerol) DEPT (aletanol-p-, 4-META anhídrido trimelitato de 4- metacrilóiloxidetilo) PAMM (metacrilato de monoetileno de ácido ftálico)