



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**MECANISMOS DE PREVENCIÓN EN LA
DEGRADACIÓN DE LA CAPA HIBRIDA**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

JOSE MANUEL NAVARRETE SALGADO

TUTOR: Dra. ABIGAILT FLORES LEDESMA

11.03.20



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.



Albert Einstein en Santa Bárbara, 1933. Recuperado de: t.ly/lwhy

“La vida es como montar en bicicleta.

Si quieres mantener el equilibrio no puedes parar”.

Albert Einstein, en una carta a su hijo Eduard.

5 de febrero de 1930.

Recuperado de: Walter Isaacson. Einstein, su vida y su universo. 2da. ed.
México: Debolsillo; 2017.

Dedicatoria

Estás palabras van dirigidas para aquellas personas con las que he tenido la fortuna de coincidir en esta vida y han formado parte de esta misma, así como de mi desarrollo personal y profesional.

A mi mamá, Olivia Salgado, por sus consejos, sus enseñanzas, valores, su apoyo incondicional, su amor infinito y por enseñarme a tratar de ser mejor persona cada día. Nada de esto hubiera sido posible si no fuera por ella. Siempre en mi corazón.

A mi papá, Raúl Zepeda, por ser una motivación para mí, por apoyarme en muchos ámbitos de la vida, por inculcarme la perseverancia y la responsabilidad, así como siempre motivarme a la búsqueda del conocimiento. Siempre estaré agradecido de haberme encontrado con él en esta vida y seguir formando parte de ella.

A mi padre, Rodolfo Navarrete, por el apoyo otorgado a mi vida y por el amor que me brinda.

A mi hermana, Guadalupe Navarrete, y a mi sobrinita Vannia, por ser parte esencial en mi vida, por la inmensa alegría que le brindan a mis días e incluso por haber sido mis pacientes.

A mis abuelitos, Graciana, Máximo, María, Sixto, Arturo y Matilde, por el apoyo y amor hacía mí. Siempre fue un honor escucharlos, verlos, aprender de ustedes y coincidir en esta vida.

También quiero dedicar este trabajo a mis familiares, tíos y primos, pero principalmente a mi tía Griselda y a mi tío Ever, por haberme recibido en sus hogares durante mi estadía en la Ciudad de México y por tratarme como un hijo más. También a mis primos Omar, Daniel y Gersa, por las múltiples aventuras y apoyo que tuvimos.

A mis amigos de Tejupilco, a mis amigos de la prepa, Ale, Dani y Diego, por haberme recibido en sus casas, brindarme comida y apoyo y hacer más placentera mi etapa escolar. A Yatzaret por apoyarme y estar presente en los peores momentos de mi vida. Y a mis amigos de la facultad de odontología, Los Cuervos, el grupo 7 y a Diana, por balancear mi vida académica con las múltiples risas y diversión de las que fuimos testigos, así como el apoyo académico. Fue un honor haber compartido mi mejor etapa escolar con ellos.

Por último, a cada una de las personas, pacientes y amigos, con las que he compartido un momento de mi vida y han formado parte, directa o indirectamente, para que concluya esta importante meta en mi vida.

Agradecimientos

Estoy muy orgulloso de poder mencionar a todas las personas a las cuales agradezco su apoyo y ayuda para poder llegar a cumplir esta meta tan anhelada, que es mi título profesional a través de este trabajo escrito. Esta investigación no hubiese sido posible sin ellos. Por lo tanto, deseo expresar mi agradecimiento con los siguientes.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Odontología, por permitirme formarme académica y personalmente, así como por darme una educación excelente y múltiples experiencias que marcaron mi vida.

Deseo agradecer a mi tutora, la Dra. Abigail Flores Ledesma, por haber sido una guía indispensable en la elaboración de este trabajo. Gracias a su tiempo, recomendaciones, apoyo y comentarios se logró terminar y enriquecer esta tesina.

Agradezco a todos y a cada uno de mis profesores de la facultad de odontología por sus múltiples conocimientos impartidos. Fue un honor recibir clases de personas preparadas y conocedoras de diversos temas odontológicos.

Me siento agradecido por el apoyo de Paulina Martínez Herrejón, por haberme mostrado el camino más apto para la elaboración de esta investigación. Desde la búsqueda de información, los ejemplos otorgados, así como el tiempo dedicado en la lectura de los diversos borradores. Sus comentarios, críticas y consejos me facilitaron este proceso.

Debo reconocer de manera especial a Karla Luyando por su ayuda en este trabajo. El haber recibido el apoyo en la búsqueda de información, la guía para la elaboración de esta tesina, los conocimientos impartidos y el tiempo brindado en el análisis de los borradores fueron fundamentales para concluir

este escrito. Siempre estaré en deuda por la disposición, la paciencia, los ánimos para continuar, las palabras de aliento y el amor otorgado de su parte hacía mí. Eternamente estaré agradecido de coincidir en este universo con ella.

Por último, quiero agradecer a mis compañeros de carrera, tanto del grupo 7, clínica periférica y seminario de titulación, por sus palabras de aliento y apoyo para seguir adelante. En especial, a Rodrigo Jair Olvera Cervantes. Estoy en deuda con él.

Lista de tablas.

Tabla 1. Composición del esmalte.	13
Tabla 2. Número de túbulos y de humedad superficial en relación con la profundidad o distancia pulpar.	15
Tabla 3. Composición de la dentina.	16
Tabla 4. Clasificación de las MMPs, así como sus funciones.	51

Lista de imágenes.

Imagen 1. Representación gráfica de la estructura del esmalte.	12
Imagen 2. Representación gráfica de la estructura de la dentina.	14
Imagen 3. Representación gráfica de la estructura de la molécula Bis-GMA.	17
Imagen 4. Micrografía electrónica de barrido que muestra la formación de la capa híbrida.	18
Imagen 5. Diferencias en la dentina después del grabado ácido. Imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido.	21
Imagen 6. Diferencias en la resistencia de unión del adhesivo universal (SU) con diferentes tiempos de grabado con ácido fosfórico.	22
Imagen 7. Micrografías de MEB representando la superficie de dentina después de ser grabadas por diferentes tiempos de ácido fosfórico.	22
Imagen 8. Representación gráfica del proceso de adhesión.	23
Imagen 9. Representación gráfica del equilibrio hídrico en las fibras colágenas.	25
Imagen 10. Comparación de la capacidad de unión química de monómeros funcionales al calcio de la hidroxiapatita, determinando el rendimiento adhesivo.	30
Imagen 11. Ejemplos de energía superficial.	35
Imagen 12A y 12B. Clasificación de los sistemas adhesivos según sus componentes.	36

Imagen 13. Clasificación de los sistemas adhesivos según distintas nomenclaturas.	37
Imagen 14. Composición de los adhesivos.	39
Imagen 15. Micrografías de microscopía electrónica de transmisión (MET) que muestran las interfaces dentina-adhesivo formadas por adhesivos de autograbado.	40
Imagen 16. Comparación de la fuerza de unión a dentina de diferentes sistemas adhesivos.	41
Imagen 17. Representación gráfica de la inestabilidad de la capa híbrida.	46
Imagen 18. Relación de las MMPs en la odontogénesis.	47
Imagen 19. Estructura de los dominios de diferentes MMPs.	48
Imagen 20. Estructura básica de las MMPs. Se observan los cuatro dominios que contienen.	48
Imagen 21. Diagrama del proceso y de componentes en la interacción de las MMPs.	49
Imagen 22. MMPs relacionadas en diferentes áreas de la odontología.	50
Imagen 23. Gráfica donde se observa las áreas de inhibición de <i>S. mutans</i> y <i>A. naeslundii</i> , según el porcentaje de QAMS.	54
Imagen 24. Representación gráfica de la estructura de la CHX.	56
Imagen 25. Imágenes obtenidas con microscopía electrónica de barrido. Imagen donde no se aplicó CHX.	58
Imagen 26. Comparación de interfaces resina-dentina tratadas con CHX o sin esta.	59

ÍNDICE

Lista de tablas.	vi
Lista de imágenes.	vi
Introducción.	10
Capítulo 1 Esmalte.	12
Capítulo 2 Dentina.	14
Capítulo 3 Adhesión.	17
3.1. Adhesión en esmalte.	19
3.2. Adhesión en dentina.	20
3.2.1. Capa híbrida.	23
3.3. Composición de los sistemas adhesivos.	24
3.3.1. Grabado ácido.	24
3.3.1.1. Grabado Total.	25
3.3.1.2. Grabado selectivo.	26
3.3.1.3. Grabar y enjuagar.	27
3.3.1.4. Autograbado.	28
3.3.2. Imprimadores.	31
3.3.3. Adhesivo.	31
3.3.4. Solventes.	32
3.3.4.1. Acetona.	33
3.3.4.2. Agua.	33
3.3.4.3. Alcohol/Etanol.	34
3.4. Propiedades de la adhesión.	34
3.4.1. Tensión superficial.	34
3.4.2. Energía Superficial.	35
3.5. Clasificación de los sistemas adhesivos.	36
Capítulo 4 Degradación de la interfaz de unión resina-dentina.	44
4.1. Contracción de la polimerización de las resinas.	44

4.2. Aumento de la hidrofilia en la capa hibrida.	44
4.3. Atrapamiento de disolventes residuales en la interfaz adhesiva.	45
4.4. Infiltración incompleta de los monómeros resinosos.	45
4.5. Metaloproteinasas.	46
Capítulo 5 Mecanismos de prevención en la degradación de la capa hibrida.	52
5.1. Biomodificadores de la dentina.	52
5.1.1. Agentes físicos.	52
5.1.2. Agentes sintéticos de reticulación de colágeno.	52
5.1.3. Agentes reticulantes de colágeno.	52
5.1.4 Remineralización biomimética.	53
5.2. Incorporación de metacriloxisilano de amonio cuaternario (QAMS).	54
5.3. Mayor tiempo en la aplicación de los sistemas adhesivos.	55
5.4. Aplicación de una capa hidrófoba adicional.	55
5.5. Técnica de adhesión húmeda en etanol.	55
5.6. Clorhexidina.	56
5.7. Otros.	61
5.8. Procedimientos clínicos propuestos para optimizar la interfaz resina-dentina.	61
Conclusiones.	63
Bibliografía.	64
Anexos.	71

Introducción.

Uno de los requisitos indispensable en odontología, para conseguir tratamientos exitosos, es que los materiales restauradores tengan una buena durabilidad.

Por lo tanto, el éxito clínico de una restauración adhesiva va a depender de ciertos factores, como la calidad de los materiales restauradores, el procedimiento de unión, el grado de adhesión, el sellado marginal de la preparación y la longevidad clínica.

Es necesario mencionar que los principales objetivos de los adhesivos es que la unión entre el material restaurador y el diente sea resistente y duradera, así como un correcto sellado de esta interfase diente-restauración. Sin embargo, conseguir estos puntos suele ser muy difícil.

Esta dificultad surge ya que los componentes de la interfase de unión de dentina-resina se pueden afectar debido a las alteraciones morfológicas de desnaturalización, afectando dichos componentes. Por lo tanto, a pesar de que los sistemas adhesivos tienen buenas propiedades inmediatamente que se colocan, con el paso del tiempo estas propiedades se deterioran.

Para reducir el deterioro de las propiedades de los sistemas adhesivos, es importante comprender sus características y sus mecanismos de adhesión, con el fin de prevenir estos problemas.

Debido a estas fallas a largo plazo en los sistemas adhesivos, es necesario buscar métodos que permitan aumentar la longevidad de las restauraciones, por ejemplo, la clorhexidina.

La clorhexidina tiene la capacidad de inhibir la actividad proteolítica de algunas enzimas, las cuales degradan las fibras colágenas presentes en la capa híbrida.

Por lo tanto, este trabajo pretende explicar y tratar los procesos de adhesión, así como comprender la fisiología de los sustratos, saber cuáles son los mecanismos de la degradación de la interfaz adhesiva, además de los mecanismos de prevención para minimizar o incluso evitar esta degradación de la capa híbrida, y el posterior fracaso de las restauraciones adhesivas.

Capítulo 1 Esmalte.

El esmalte es el componente más duro del cuerpo humano y la capa más exterior de la corona clínica del diente. Se compone principalmente de fosfato cálcico (hidroxiapatita) en un 94% a 95% aproximadamente y en un 4% de material orgánico (1) (ver tabla 1).

Este tejido no tiene la capacidad de reacción biológica debido a su alto contenido de material inorgánico, sin embargo, esto último le permite una gran resistencia y dureza, por lo que es capaz de absorber golpes o traumas sin quebrarse (2).

Esta estructura dental se forma por ameloblastos, lo cuales crean un armazón básico para la mineralización del esmalte con calcio y fósforo, tras completar la formación del tejido, los ameloblastos involucionan y desaparecen (ver imagen 1).

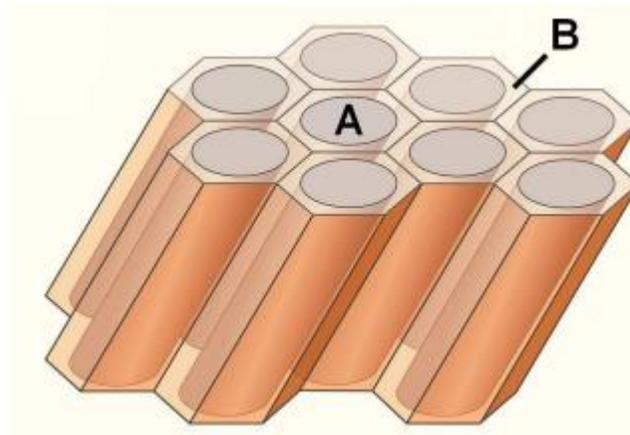


Imagen 1. Representación gráfica de la estructura del esmalte. A. Prismas del esmalte, B. Esmalte interprismático. (Flury, 2011).

Tabla 1. Composición del esmalte. Fuente propia.

Material orgánico	Material inorgánico	Agua
Consta de 1% al 4% de su peso, correspondiente a la matriz orgánica, principalmente proteínas.	Consta de un 95% de minerales, principalmente hidroxiapatita.	4% de su peso.

Con respecto a la sustancia orgánica, la matriz del esmalte está constituida principalmente por tres proteínas: amelogeninas, enamelinas y proteína de los penachos (2).

Con relación a sus propiedades físicas, el esmalte tiene una coloración blancoazulada y es semitraslúcido, por lo que tiene la capacidad de difundir la luz blanca de un modo diferente dependiendo de su grado de mineralización. Además, la dentina subyacente al esmalte modifica el color de este mismo (3).

A pesar de que este tejido tiene una baja resistencia a la tensión, es rígido y quebradizo, la dentina lo ayuda a reducir la posibilidad de una fractura, gracias a su flexible sostén (3).

Es importante tener en cuenta que las propiedades y características del esmalten van cambiando y varían de una región a otra e inclusive con el paso del tiempo. Por ejemplo, el esmalte superficial es rígido, más denso y menos poroso que el que se encuentra bajo la superficie, así como la permeabilidad que va disminuyendo conforme pasa el tiempo debido a la calcificación progresiva (2).

Capítulo 2 Dentina.

La dentina es un tejido duro, calcificado, formado por apatita, la cual esta sostenida sobre una matriz de colágeno, avascular, sensible, con capacidad reparativa y metabólicamente activo (4) (ver tabla 3).

La dentina y la pulpa se mantienen relacionadas e interconectadas histológica, embriológica, estructural y funcionalmente gracias a los túbulos dentinarios, los cuales atraviesan todo el grosor de este tejido, y en donde se encuentran los procesos celulares de los odontoblastos y el líquido intertubular (2)(5) (ver imagen 2).

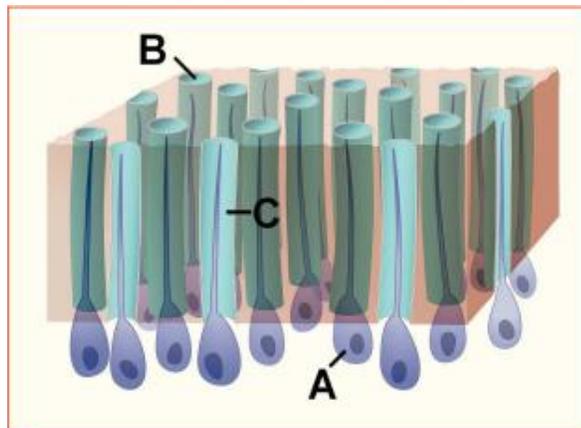


Imagen 2. Representación gráfica de la estructura de la dentina. A. Procesos celulares, B. Túbulos dentinarios, C. Líquido intertubular. (Flury, 2011).

Los odontoblastos son células especializadas que producen proteínas, por ejemplo colágeno, que sirven para construir la matriz extracelular dentinaria (6).

Los túbulos dentinarios dependen de la ubicación dentro del diente y de la distancia desde el tejido pulpar hasta el esmalte, ya que pueden presentar un diámetro desde 1 a 2.5 micras y una densidad de 10000 a 60000 por milímetro

cuadrado (7). Conforme se va acercando a la unión amelodentinaria, se disminuye el contenido de material orgánico, el diámetro, y la cantidad de túbulos dentinarios (8). Por lo que en la dentina profunda existen túbulos más grandes y numerosos, mientras que en la dentina superficial hay túbulos más estrechos (ver tabla 2).

Tabla 2. Número de túbulos y de humedad superficial en relación con la profundidad o distancia pulpar. (Hidalgo, 2008).

distancia de la pulpa (mm)	túbulos por cm^2 ($\times 10^6$)	área ocupada por dentina intertubular (%)	área ocupada por túbulos llenos de agua (%)
Pulpa	4,5	68,2	31,8
0,1 – 0,5	4,3	69,6	30,4
0,6 – 1,0	3,8	73,1	26,9
1,1 – 1,5	3,5	75,3	24,7
1,6 – 2,0	3,0	78,8	21,2
2,1 – 2,5	2,3	83,7	16,3
2,6 – 3,0	2,0	85,9	14,1
3,1 – 3,5	1,9	86,6	13,4
3,6 – 4,5	-	-	10,0

Estas características, antes mencionadas, influyen en el grabado ácido y como éste presenta diferentes patrones dependiendo de su localización. Además, otras propiedades como la microestructura (túbulos dentinarios), el espesor y la composición química, varía dependiendo del diente y de la edad del paciente (8).

Estos túbulos dentinarios están rodeados por dentina peritubular, y la región que existe entre los túbulos se llama dentina intertubular. Estas características le confieren a la dentina una propiedad de permeabilidad y también de porosidad.

Tabla 3. Composición de la dentina. Fuente propia.

Material orgánico	Material inorgánico	Agua
Posee una mayor proporción de matriz orgánica que el esmalte (18 a 35%), casi exclusivamente formada de colágeno (90%)(9). Además, cuenta con proteínas no colágenas fosforiladas y no fosforiladas, proteoglicanos y lípidos.	Se encuentra menos mineralizado que el esmalte, alrededor de un 50 a 70%. Contiene cristales de hidroxiapatita, así como minerales en pequeñas cantidades (calcio, flúor, hierro, cobre, zinc, etc).	Contiene mayor proporción de agua (del 12 al 15%).

Capítulo 3 Adhesión.

El hecho de satisfacer la compatibilidad biomecánica entre el material restaurador y el diente trajo consigo el desarrollo de los sistemas adhesivos. La evolución de estos sistemas y de los materiales resinosos, permitió que estos mismos se conviertan en un procedimiento clínico cotidiano.

Es importante tener en cuenta el concepto de adhesión, el cual se define como la interacción o unión entre un material y otro, a través de la interacción con un material intermedio. Por otro lado, en odontología se define como la unión adhesiva entre los materiales resinosos y el esmalte o dentina. Para lograr esto se utilizan sustancias líquidas, las cuales se ponen en contacto con un sólido y que posteriormente se endurece por un mecanismo, ya sea físico o químico (10).

La odontología adhesiva surgió en el año 1955 con Michael Buonocore, al utilizar una solución ácida sobre el esmalte para obtener un patrón de grabado sobre este tejido(11). Posteriormente Bowen obtuvo una resina que se une al diente grabado, la cual es el bisfenol-glicidil-metacrilato (Bis-GMA)(12) (ver imagen 3).

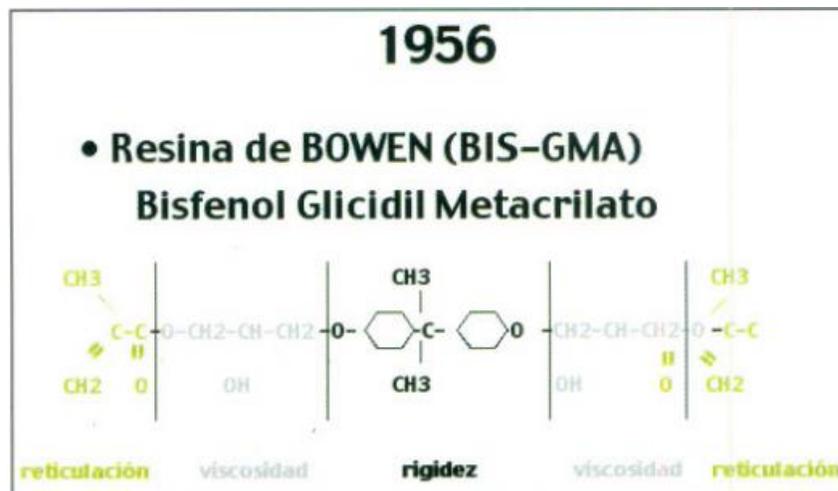


Imagen 3. Representación gráfica de la estructura de la molécula Bis-GMA. (Campos, 2004).

Actualmente, existen dos objetivos fundamentales de los adhesivos, los cuales son conseguir una unión duradera y resistente de la restauración con el diente, y lograr un sellado eficiente en la interfase restauración-diente(13).

Las etapas que se cumplen para formar la adhesión son tres: la primera es preparar la superficie para que esta reciba el adhesivo, lo cual se logra desmineralizando el tejido con un ácido y dejando las fibras colágenas expuestas y con una mayor porosidad en el tejido dental.

A continuación, la segunda etapa es cuando el primer (o imprimador) llena esos poros y ocurre una infiltración de monómeros resinosos sobre estas fibras expuestas, ocasionando, por último, la polimerización de estos monómeros, logrando así, la capa híbrida (14) (ver imagen 4).

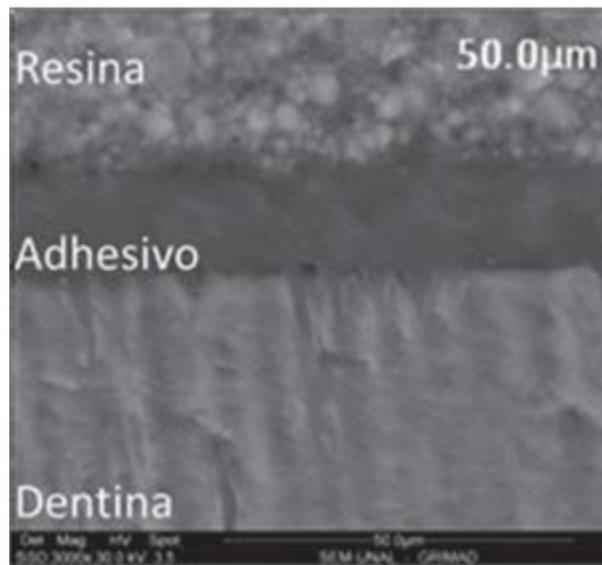


Imagen 4. Micrografía electrónica de barrido que muestra la formación de la capa híbrida (Ramos, 2015).

Y, por último, la etapa final es la transformación de los monómeros líquidos en polímeros sólidos, ya sea por una reacción física y/o química.

Dicho de otro modo, los pasos que la adhesión requiere son: la aplicación del agente ácido. Una vez preparada la superficie, se aplica el adhesivo (o también llamado bond), el cual consta de monómeros hidrófobos. El adhesivo tiene la cualidad de ser fluido y escasamente viscoso, por lo que se introduce correctamente en las microporosidades y las zonas retentivas del patrón de grabado ácido. Una vez que se fotopolimeriza el adhesivo, se logra la unión con el tejido. Estos monómeros hidrófobos del adhesivo se unen posteriormente con los materiales hidrófobos de la resina.

Es importante mencionar que existen varios factores de los cuales la unión adhesiva depende, los cuales son: la profundidad del sustrato dentinal, la humedad, los componentes adhesivos, la profundidad de penetración del adhesivo en los túbulos y el entrecruzamiento de los adhesivos con las fibras colágenas. Estos factores intervienen en el éxito clínico de la restauración.

3.1. Adhesión en esmalte.

Su principio se basa en el grabado ácido superficial mediante un componente ácido, esto provoca diferentes grados de disolución de los primas del esmalte, generando un patrón de grabado ácido que consta de microporosidades y zonas retentivas (15).

El patrón de grabado, mencionado anteriormente, crea una unión íntima con los materiales de la resina. El método más recomendado, para grabar este tejido, es el de grabado y enjuague con ácido fosfórico, ya que brinda una unión más duradera, además de proteger esta unión de la degradación (16).

Con respecto al tiempo recomendado para utilizar el grabado en esmalte, en un estudio realizado en el año de 2015 por Puentes Armas (17) se demostró que el acondicionamiento de este tejido con ácido fosfórico al 37% utilizándolo por 15 segundos tenía mejores valores de adhesión en comparación con los resultados obtenidos en 60 y 30 segundos.

Por otro lado, Retuerto Polo en el año de 2016 (18), comparo la resistencia de unión de un sistema adhesivo autoacondicionante en esmalte bovino con diferentes tiempos de grabado ácido (0, 10, 20 y 30 segundos) con ácido fosfórico al 37%. Los resultados que se obtuvieron fueron una mejor resistencia de unión en el tiempo de 10 segundos.

Por lo tanto, un grabado del esmalte por 10 o 15 segundos con ácido fosfórico, presenta los mejores valores, por lo que se convierte en el tiempo recomendado.

3.2. Adhesión en dentina.

La adhesión en la dentina es más compleja y menos durable que a comparación del esmalte, debido, en parte, por su estructura histológicamente compleja (por los compuestos orgánicos), como por una humedad inherente de este tejido, lo que dificulta la penetración de los monómeros hidrófobos de los materiales adhesivos (19)(20). Para mejorar esta situación se añadieron monómeros hidrófilos, lo que genera una mejor penetración dentro de las fibras colágenas del tejido.

La adhesión en la dentina también se basa en el grabado superficial mediante un ácido, modificando de esta manera la estructura orgánica e inorgánica de este tejido, generando, a su vez, porosidades en los túbulos dentinarios.

Como se mencionó en el capítulo dos de dentina, este tejido presenta una organización estructural diferente dependiendo de su distancia entre el esmalte y la pulpa. Por lo tanto, una capa híbrida será diferente en dentina superficial que en dentina profunda. En el primer caso existe más dentina intertubular desmineralizada y menos tags de resina. En el segundo caso hay menor dentina intertubular desmineralizada y más tags de resina (7). La capa híbrida es una estructura formada por la resina del adhesivo y el colágeno de la dentina. A continuación, se hablará de está.

Existe una sustancia llamada barrillo dentinario la cual surge al realizar preparaciones cavitarias sobre la dentina y está formada por minerales, residuos de colágeno y bacterias. Esta debe eliminarse para lograr una correcta adhesión y la formación de la capa híbrida (ver imagen 5). La manera en que se elimina esta sustancia es a través del grabado ácido.

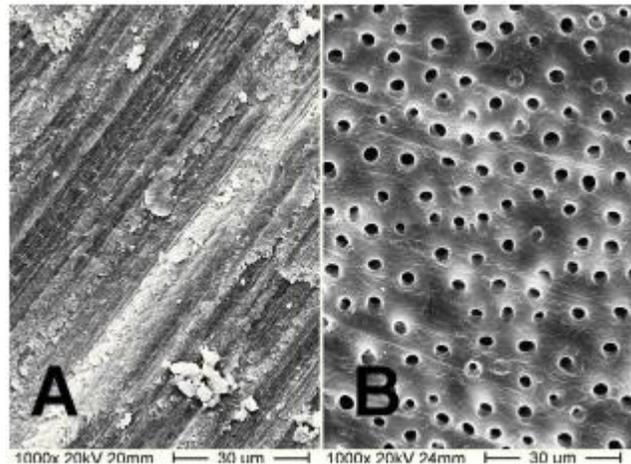


Imagen 5. Diferencias en la dentina después del grabado ácido. Imágenes obtenidas con microscopio electrónico de barrido. A. Barrillo dentinario, B. Dentina tras la eliminación del barrillo dentinario. (Flury, 2011).

Es importante tener en cuenta que una vez que se realiza el grabado ácido, no se debe desecar la dentina, ya que la matriz colágena queda sin soporte y sin humedad, por lo que puede colapsar, impidiendo, de esta forma, el acceso a los monómeros resinosos (21)(22).

Con respecto al tiempo que se debe de grabar la dentina con ácido, T.H.S. Stape *et al.* realizaron en el año de 2018 un estudio donde se comparó los protocolos de grabado selectivo con ácido fosfórico dependiendo del tiempo que se empleaba dicho material sobre la dentina (23). Como resultado se obtuvo que el grabado de dentina durante 3 segundos mejoro la profundidad de interacción del adhesivo universal, ya que no sobreexponía el colágeno

desmineralizado, provocando unos mejores valores de la resistencia de unión (ver imágenes 6 y 7), así como menores niveles de nanofiltración, inclusive después de los seis meses, comparado con los otros tiempos empleados.

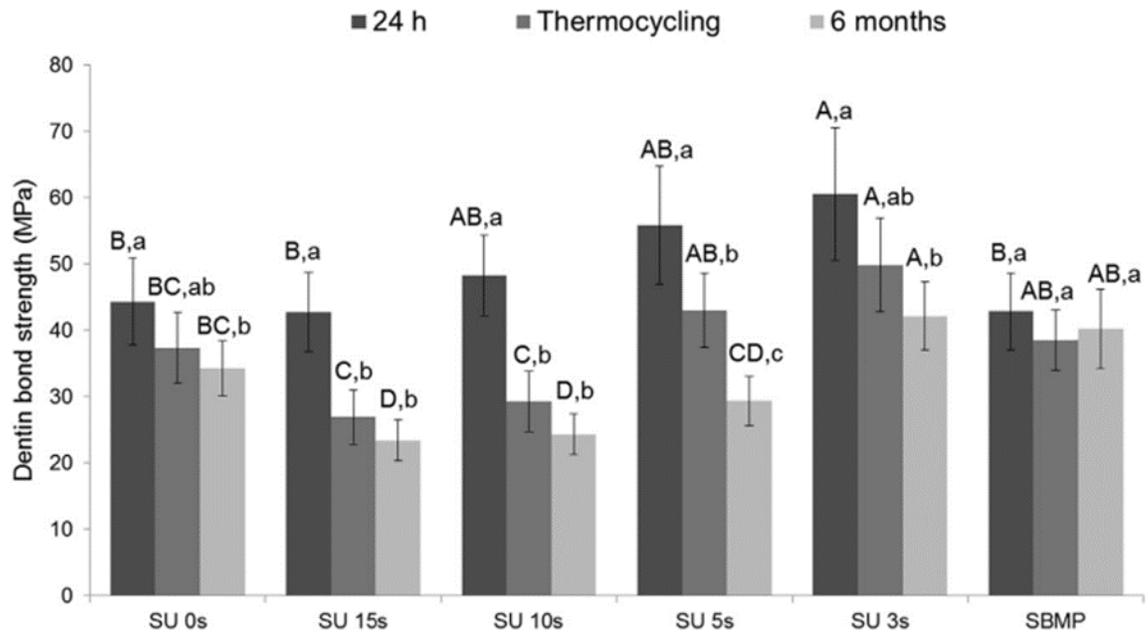


Imagen 6. Diferencias en la resistencia de unión del adhesivo universal (SU) con diferentes tiempos de grabado con ácido fosfórico (23) (Scarabello 2018).

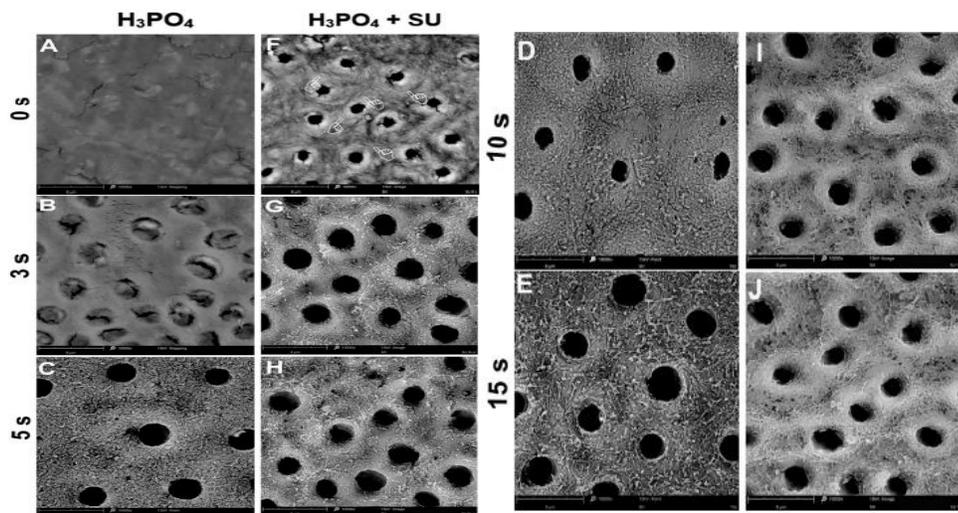


Imagen 7. Micrografías de MEB representando la superficie de dentina después de ser grabadas por diferentes tiempos de ácido fosfórico (Scarabello, 2018).

3.2.1. Capa híbrida.

Este concepto surge gracias a Nakabayashi en el año de 1982(24). Esta estructura, la cual tiene un espesor entre 3 a 6 micras(7), está formada por la dentina desmineralizada y las fibras colágenas, siendo el resultado de la relación que existe entre los sustratos de la dentina pretratada y los monómeros resinosos. Por lo tanto se considera una estructura mixta formada por la resina del adhesivo y el colágeno de la dentina (25) (ver imagen 8).

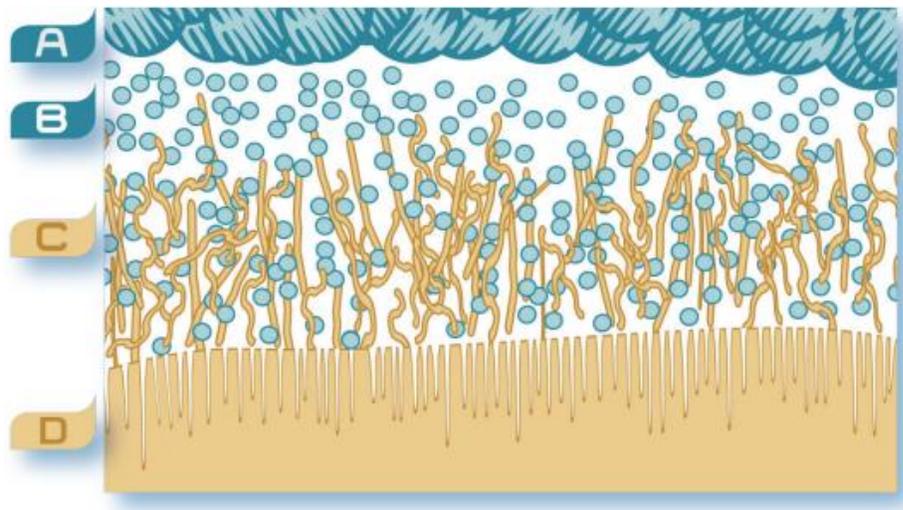


Imagen 8. Representación gráfica del proceso de adhesión. A. Resina, B. Adhesivo, C. Capa Híbrida, D. Dentina (Utria-Hoyos, 2018).

La importancia de esta zona de interdifusión resina-dentina, radica en su función de retención micromecánica de la restauración (6). Y para que esta zona tenga una adecuada retención, va a depender de factores como el grosor de la capa desmineralizada, el estado de las fibras de colágeno (si están colapsadas o no), la capacidad de difusión intrínseca de los adhesivos, la humedad y el tiempo de aplicación del material adhesivo (25).

La capa híbrida sufre procesos degradativos, los cuales incluyen tanto al componente resinoso, como del colágeno(26). Posteriormente se hablará sobre estas causas.

3.3. Composición de los sistemas adhesivos.

Los sistemas adhesivos están conformados principalmente por tres componentes: el grabado ácido, los imprimadores y los adhesivos como tal.

A continuación, se explicarán cada uno de ellos.

3.3.1. Grabado ácido.

Su función consiste en preparar la superficie del sustrato para que este reciba al adhesivo, eliminando o manteniendo la capa de barrillo dentinario, generar una desmineralización del tejido provocando una ampliación de los túbulos dentinales y la exposición de la matriz colágena(22). Esto crea una superficie lista para la humectación del adhesivo.

El grabado ácido “disminuye el ángulo de contacto de los materiales adhesivos con la superficie dentinal, obteniendo mayor humectación y adherencia” (Ramos, 2015) (7), esto ocurre debido a que cuando se aumenta la energía superficial del sustrato, se reduce la tensión superficial del líquido.

Para evitar el colapso de las fibras colágeno es necesario que la cavidad este húmeda, de esta forma se mejora la infiltración del adhesivo. Por lo que existe mejores resultados de resistencia de unión en superficies húmedas que aquellas secadas por aire (ver imagen 9).

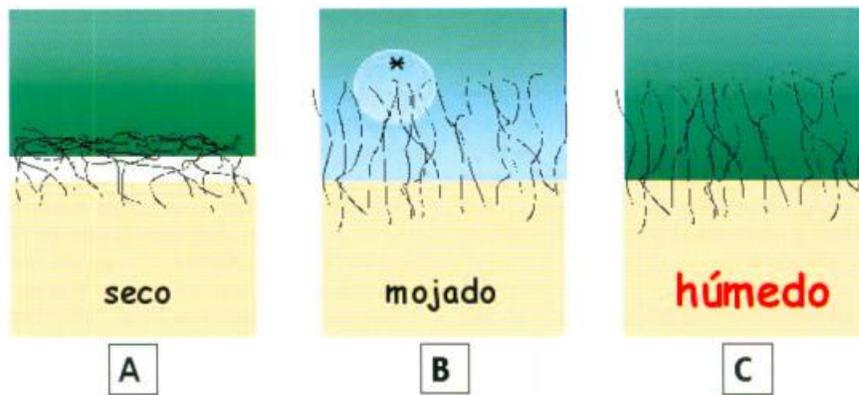


Imagen 9. Representación gráfica del equilibrio hídrico en las fibras colágenas. A. Dentina seca y colapso de las fibras, B. Dentina sobrehumeda, disolución del adhesivo, C. Humedad adecuada, correcta impregnación (Martin, 2004).

Por otro lado, cuando la dentina se encuentra sobresaturada, el colágeno se hincha y disminuye el espacio interfibrilar, lo que provoca una infiltración menor de los adhesivos en la dentina(27).

3.3.1.1. Grabado Total.

El grabado total, o también llamado técnica simultánea de grabado a esmalte y dentina, se realiza utilizando un agente ácido (ácido fosfórico) sobre el tejido dentario. Este concepto fue introducido y desarrollado por Fusayama y cols. en el año de 1979 al utilizar ácido fosfórico al 37% y demostrar que se podía conseguir una adecuada unión del adhesivo al esmalte utilizando este ácido por 15 segundos (25) (19).

Dicho de otro modo, esta técnica consiste en grabar la dentina y esmalte con ácido fosfórico, para lograr eliminar el barrillo dentinario y formar, posteriormente, la capa híbrida. (28)(29).

Algunos autores mencionan que el ácido fosfórico y los adhesivos presentan cierta actividad antibacteriana(26), y que dicho grabado ácido reduce la actividad colagenolítica inherente de la dentina mineralizada (30).

3.3.1.2. Grabado selectivo.

Esta técnica surge en el año 2016, con el fin de mejorar la unión dentina-resina al preservar los cristales de hidroxiapatita en los espacios de colágeno intrafibrilar (31).

Debido a la búsqueda de nuevos protocolos y la combinación de técnicas por parte de los investigadores, surgió el grabado selectivo del esmalte, el cual es una técnica donde se realiza un grabado previo con ácido fosfórico del esmalte, junto a la técnica de autograbado, mejorando, de esta forma, la unión adhesiva al esmalte y el sellado marginal(28).

En un estudio realizado en el año 2018 con el fin de comparar in vitro la adhesión con una técnica de grabado total de tres pasos y la técnica de grabado selectivo del esmalte con autograbado de dos pasos se demostró que existió una mayor cantidad de dientes sin microfiltración en el grupo de autograbado. Sin embargo, no se obtuvieron diferencias significativas, mostrando resultados similares(28). Por lo tanto, un grabado previo y selectivo del esmalte con ácido fosfórico ayuda al sellado marginal y a obtener mejores resultados en las restauraciones, en los sistemas de autograbado de uno o dos pasos.

Se recomienda un grabado selectivo del esmalte con ácido fosfórico, seguido de la aplicación de un adhesivo autograbante suave, tanto para el esmalte como para la dentina. Este adhesivo debe de contener monómero funcionales que tengan una alta afinidad química por la hidroxiapatita (16).

Existen dos protocolos de grabado ácido: los sistemas de “grabar y enjuagar”, o “etch and rinse”, los cuales remueven el barrillo dentinario, y los sistemas de

“autograbado” o “self etch”, los cuales mantienen este barrillo como un sustrato para la adhesión(29). A continuación, se explicarán ambos.

3.3.1.3. Grabar y enjuagar.

La forma para acondicionar la dentina o esmalte es con ácidos fuertes (por ejemplo, ácido fosfórico al 35-37%). Este ácido tiene la capacidad de incrementar la permeabilidad inter e intratubular (7), desmineralizando los tejidos, y eliminar la capa de residuos. Además, también participan en separar las fibras colágenas, para así formar la capa híbrida posteriormente.

Luego de aplicar el ácido es necesario lavar la superficie dentinaria, dejando así el colágeno expuesto, y a continuación eliminar el agua residual. Esto provoca un problema difícil de manejar, ya que estandarizar la humedad óptima de la dentina es complicado(13).

El uso de este tipo de grabado ácido tiene algunas desventajas, algunas de ellas son que puede generar hipersensibilidad posoperatoria en la dentina por desecamiento de la cavidad. Otra más es el colapso de las fibras de colágeno, ocasionada por el aire. Además, también es importante saber el tiempo justo de aplicación del ácido. Por último, una desventaja adicional que provoca el grabado ácido es el posible debilitamiento de la interacción del enlace químico de los monómeros y la dentina, esto gracias a la fuga del fluido dentinal por la presión hidrostática, generada por el ensanchamiento de los túbulos.

El tiempo de grabado en esmalte debe de ser de 10 a 15 segundos aproximadamente, y en dentina de tres a cinco segundos. Un aumento mayor a este tiempo provoca una reducción de la fuerza de unión, al afectar la combinación química por la menor cantidad de hidroxiapatita y por la reducción de calcio que provoca el ácido (24)(23).

3.3.1.4. Autograbado.

Estos sistemas no tienen el ácido independientemente. Puede constar de dos componentes o de uno solo (15). En el caso de los dos componentes, el grabado ácido tiene lugar mediante un primer ácido especial. Estos imprimadores tienen monómeros ácidos (cítrico maleico, por ejemplo) o un ácido integrado en su composición [Phenil-p, metacriloxidecilsfato dihidrogenado (10-MDP), por ejemplo] (25), en vez del ácido fosfórico.

Al aplicarse los adhesivos autograbantes sobre la cavidad, esto ocasiona la disolución o la alteración del barrillo dentinario, y la desmineralización de la dentina, lo que ocasiona la exposición de la malla de fibras colágenas (24), mientras que “al mismo tiempo los monómeros anfifilos del imprimador penetran en la dentina” (Flury, S. 2012). A su vez, la parte hidrófoba del imprimador se une a los monómeros hidrófobos del adhesivo. Una vez que se polimeriza esta unión, se puede unir a los componentes hidrófobos de la resina (15).

Algunos autores mencionan que este tipo de sistemas tienen un uso más fácil y más confiable, por su tiempo de aplicación más corto y de menos pasos, así como el hecho de ser menos sensible a la técnica, por un secado simple y sin unión en húmedo(16).

Algunas de las ventajas de los sistemas adhesivos autograbantes de dos pasos son el control de su pH, su hidrofiliidad (lo que hace no depender de una dentina húmeda), la facilidad de evaporar solventes, su capacidad autolimitante de acondicionamiento, lo que se relaciona con la reducción de permeabilidad, una menor incidencia de sensibilidad posoperatoria y su capacidad de unirse a la hidroxiapatita y al colágeno (5)(16). Además, se resuelve el problema de la incompleta infiltración del monómero, ocasionado por la diferencia de profundidad del grabado ácido (21)(28).

Los adhesivos de un solo paso contienen una mezcla de componentes hidrófilos e hidrófobos. Se han documentado varias deficiencias de estos sistemas, algunas de ellas son una fuerza de unión inmediata reducida y una menor eficacia a largo plazo en la interfaz resina-dentina (16).

Estos sistemas presentan resultados no tan satisfactorios, a comparación de los sistemas convencionales de grabar y enjuagar, en cuanto a calidad y resistencia (13) del patrón de desmineralización en el grabado del esmalte. Además, presentan valores bajos de adhesión en comparación con los sistemas de técnica híbrida (adhesivo universal con grabado ácido previo) (21). Así como mayor grado de microfiltración en el esmalte, a comparación de los adhesivos de grabado total (32).

Estas desventajas en los adhesivos autograbantes puede provocar filtración marginal, sellado incompleto y un riesgo de caries secundaria. Por lo tanto, no se recomienda los sistemas autoacondicionantes para la adhesión en esmalte, y como se vio anteriormente, es preferible realizar un grabado previo del esmalte con ácido fosfórico, antes de utilizar el adhesivo autograbante, para mejorar la fuerza de unión y prevenir estas condiciones adversas, antes mencionadas (24)(32)(33).

Además, se ha demostrado en laboratorio que los adhesivos de autograbado fuerte presentan un rendimiento inferior en la dentina, relacionado con la durabilidad de unión y la longevidad de la restauración (16).

Una de las ventajas de los adhesivos de autograbado suaves es que desmineralizan parcialmente la dentina, lo cual ayuda a que exista una zona de cristales de hidroxiapatita alrededor de las fibras de colágeno. De esta forma, el colágeno se mantiene encapsulado, y protegido por la hidroxiapatita, lo cual brinda la capacidad de interactuar químicamente con este mineral y por consiguiente, una mayor durabilidad de la unión adhesiva (16).

Los monómeros funcionales específicos, que presentan los adhesivos de autograbado, son los que logran la interacción química. Algunos de estos son 10-MDP (el cual se mencionó anteriormente), 4-MET (ácido 4-metacriloxietil trimelítico) y fenil-P. De estos tres, el más efectivo y el más estable en agua es el 10-MDP (16) (ver imagen 10).

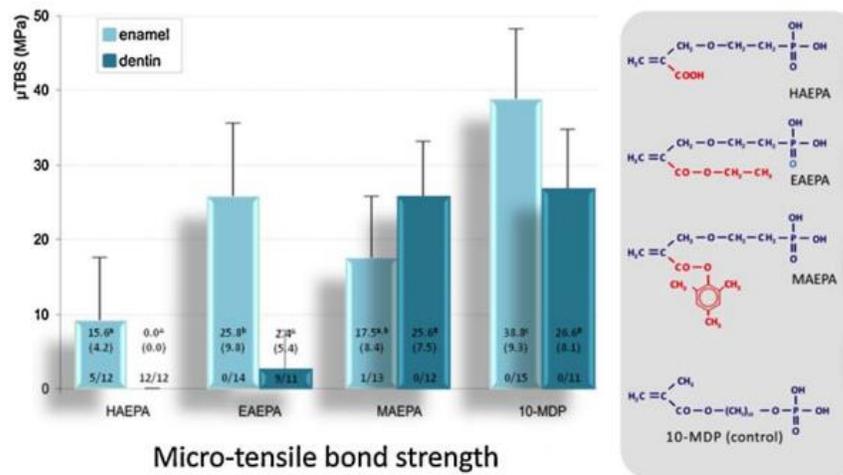


Imagen 10. Comparación de la capacidad de unión química de monómeros funcionales al calcio de la hidroxiapatita, determinando el rendimiento adhesivo (Van Meerbeek, 2010).

El rendimiento adhesivo de los sistemas de autograbado depende del monómero incluido en la solución, así como de su estructura molecular y su afinidad por la hidroxiapatita (16).

Con respecto a los adhesivos autograbantes ultra suaves, la eficacia de unión disminuye cuando se utiliza en capas gruesas de barrillo dentinario (16).

Los adhesivos autograbantes de dos pasos contienen agua como principal componente, lo que permite que los monómeros ácidos se ionicen para desmineralizar la dentina, a la vez que se conducen a su interior(5).

Por otro lado, los adhesivos autograbantes de un paso son los más hidrófilos, debido a la cantidad de monómeros hidrófilos que tienen y a su contenido acuoso, y al hecho de estar mezclados el primer ácido y el adhesivo propiamente dicho (5). Según Pignata, estos tipos de adhesivos son los que ofrecen el peor desempeño clínico y los valores más bajos de resistencia adhesiva (29).

3.3.2. Imprimadores.

Estos materiales contienen monómeros bifuncionales, es decir, poseen una parte hidrófila, que tolera el agua de la dentina y penetra en esta misma permitiendo la traba micromecánica, y una parte hidrófoba, la cual se une a los monómeros hidrófobos del adhesivo(21). De esta manera el imprimador ayuda a la unión adhesiva y retentiva entre el adhesivo y la dentina.

Estos materiales ayudan en la retención micromecánica, ya que se unen químicamente a los minerales de la dentina gracias a los ácidos carboxílicos que contienen, uniéndose a los iones calcio de la hidroxiapatita (24).

Otro objetivo de estos materiales es reemplazar la mayor cantidad de agua por monómeros polimerizables de la mezcla de monómero-solvente en los espacios interfibrilares (29).

3.3.3. Adhesivo.

El adhesivo contiene monómeros hidrófobos, los cuales sirven para la unión posterior a los materiales de resina, los cuales también son hidrófobos. Este material copolimeriza con el agente imprimante y forma la capa híbrida.

Se ha demostrado que los adhesivos simplificados presentan una durabilidad de unión limitada, lo que ocasiona una longevidad clínica de las restauraciones más corta y una disminución drástica de los valores.

Algunos autores recomiendan la aplicación del adhesivo en dos capas, cada una con una aplicación activa y vigorosa de 10 segundos, seguidas de un

secado con aire de 10 segundos por cada aplicación, consiguiendo así la evaporación del solvente (34).

La mayoría de los adhesivos actuales contienen monómeros hidrofílicos, como el HEMA, los cuales ayudan a la hibridación de la resina adhesiva (hidrófoba) y el colágeno de la dentina (hidrófila) (35).

Otros ejemplos de monómeros hidrofílicos son el PENTA, BPDM, TEGDMA, GPDM, acrilato de ácido fosfórico, BPDM o 4-META (25).

La manera en que los monómeros se ubican en la zona de interdifusión es la siguiente: los monómeros hidrofílicos (HEMA, por ejemplo), se limitan cerca a la dentina, en la mitad inferior, mientras los monómeros hidrófobos como el Bis-GMA, se restringen a quedar en la mitad superior de la capa híbrida cerca de la dentina (7).

Los adhesivos también contienen en su composición el uso de rellenos. Las ventajas que esto presenta son que las propiedades mecánicas de la capa híbrida se refuerzan y se logra una unión más fuerte si el relleno es lo suficiente pequeño para penetrar los espacios interfibrilares. Y el adhesivo se hace altamente viscoso y por lo cual se forma una capa adhesiva más gruesa (24).

3.3.4. Solventes.

Los solventes son vehículos muy volátiles que transportan los monómeros de los primers. Una vez que la malla colágena está infiltrada por los monómeros, el solvente debe de ser removido por evaporación, y esto se logra a través del secado (5).

La función de los solventes consiste en remplazar el contenido de agua de las fibras colágenas para facilitar la infiltración de los monómeros. Además, esto provoca un aumento del módulo de elasticidad de la dentina y la alteración de la permeabilidad del colágeno, gracias a la deshidratación de este último (22).

Se ha demostrado que la ausencia de un solvente orgánico reduce la infiltración de los monómeros adhesivos en la dentina desmineralizada, lo que perjudica la longevidad de la unión de resina-dentina (36).

Los solventes son materiales muy volátiles, principalmente la acetona y el etanol, por lo cual siempre es importante mantener cerrado el bote del adhesivo para que estos vehículos no se evaporen fácilmente y esto provoque una alteración en las proporciones y propiedades del producto (25).

Dentro de los materiales utilizados como solventes se utilizan el alcohol (etanol), la acetona, o el agua, o una combinación de estos dos últimos. A continuación, se explicarán cada uno de estos.

3.3.4.1. Acetona.

Este material no tiene la capacidad de volver a humedecer la superficie de la dentina deshidratada, por lo que no puede expandir e infiltrar la malla de colágeno que se colapsa (24). Debido a esto debe aplicarse sobre una superficie húmeda para conseguir los resultados deseados y no trabajar sobre una dentina seca.

Por otro lado, es un excelente solvente sobre dentina húmeda, ya que se infiltra fácilmente sobre la malla de colágeno. Debido a su alta presión de vapor, la acetona puede ser removida fácilmente del aire.

3.3.4.2. Agua.

En este caso, el agua tiene la capacidad de rehumedecer, expandir e infiltrar la malla de colágeno colapsada, lo contrario a la acetona. Por lo tanto, su uso se limita a la dentina seca, ya que en dentina húmeda provocaría una sobre-humedad y una incorrecta formación de la capa híbrida (24).

Debido a su baja presión de vapor es difícil de remover una vez que se aplica el adhesivo.

3.3.4.3. Alcohol/Etanol.

Debe aplicarse sobre una superficie húmeda para conseguir los mejores resultados. Sin embargo, también tiene la capacidad de trabajar sobre dentina seca. En el primer caso se deben de aplicar múltiples capas, y en el segundo, se debe de incrementar el tiempo de contacto(24).

Su nivel de evaporación se localiza entre la acetona y el agua, por lo que su remoción con aire no se dificulta. Es importante secarlo suavemente con torundas de algodón, y no disecar la superficie con aire.

Cuando se contamina la cavidad con saliva, los solventes a base de acetona y alcohol tienen mejores resultados y la contaminación es menos crítica que con aquellos solventes a base de agua (24).

Otros componentes de los adhesivos son los activadores, los cuales se encargan de desencadenar la reacción de polimerización. Se pueden dividir en dos grupos, el primero de estos son los fotoactivadores, como la camforoquinona o el PPD, y el otro grupo los quimioactivadores, como el complejo aminaperóxido. Por último, también pueden contener rellenos inorgánicos, los cuales mejoran las propiedades mecánicas del adhesivo (25).

3.4. Propiedades de la adhesión.

El utilizar adhesivos provoca una alteración o modificación en la humectabilidad, elasticidad y en el posicionamiento de las fibras de colágeno, favoreciendo, de esta manera, una mejor penetración de los componentes restauradores (10).

3.4.1. Tensión superficial.

Este concepto se refiere a la resistencia que un líquido presenta a penetrar una superficie. Así que, para que el líquido cubra uniformemente una superficie sólida, la tensión superficial debe de ser baja y menor que la del sustrato (29).

Cuando el agua se evapora de la red de colágeno “las fuerzas de tensión superficial que operan en la interfaz aire-agua tienden a colapsar la trama colágena generando una red rígida y relativamente impermeable” (Pignata, 2015) (29). Por lo tanto, en odontología se busca que el adhesivo tenga una tensión superficial baja.

3.4.2. Energía Superficial.

Este concepto se refiere a la relación o al grado de repulsión o atracción que ejerce la superficie de un material frente a otro, es decir se aplica en sólidos. A mayor fuerza de atracción, mayor es la adhesión, por lo tanto, cuando un material tiene baja energía superficial las fuerzas de atracción son más débiles (ver imagen 11).

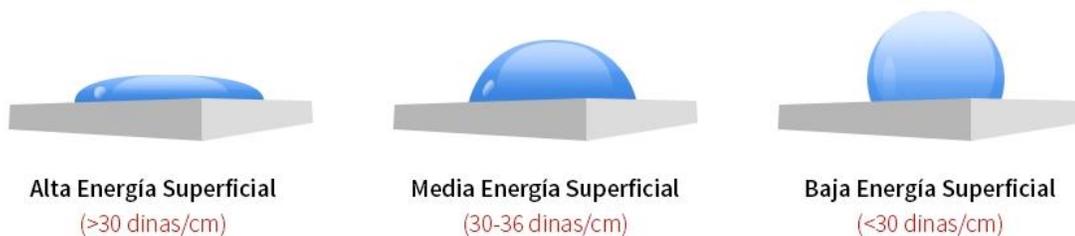


Imagen 11. Ejemplos de energía superficial. Recuperado de: t.ly/j7by

La expresión alta de la energía superficial en el esmalte se logra gracias al grabado ácido, debido a la remoción de contaminantes y al aumento de la porosidad. “Una vez realizado el grabado ácido es necesario armonizar la tensión superficial del primer con el de la superficie dentinaria desmineralizada” (Pignata, 2015) (29).

Por esta razón, un monómero de baja viscosidad que se encuentre en el sistema adhesivo o una resina fluida, puede humedecer esta superficie de alta energía e ingresar en las porosidades (21).

Por lo tanto, para lograr una buena adhesión en odontología, se necesita que exista una alta energía superficial de la estructura que se va a unir y una baja tensión superficial del adhesivo.

3.5. Clasificación de los sistemas adhesivos.

Existen diversas clasificaciones de los sistemas adhesivos, algunas de ellas son en función si se elimina o modifica el barrillo dentinario, si son autograbantes o no, por el sistema de activadores, por pasos, por generaciones o una combinación de estas últimas dos (25) (ver imágenes 12). En este trabajo se contemplará más la clasificación por generaciones y por pasos (ver imagen 13).

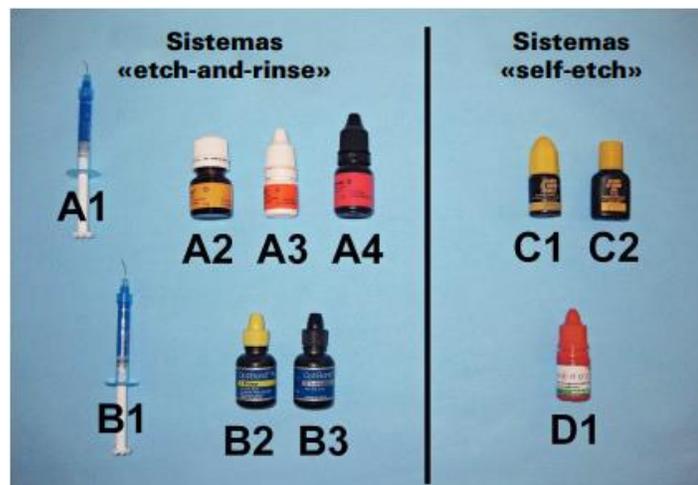
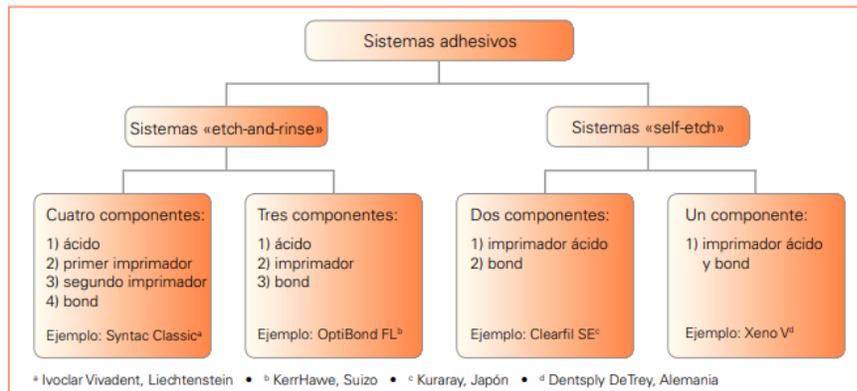


Imagen 12A y 12B. Clasificación de los sistemas adhesivos según sus componentes. (Flury, 2011).

Con respecto a los grupos resinosos y al grabado ácido, existen principalmente dos clasificaciones: los de grabar y enjuagar y los sistemas autoacondicionantes (5)(37). Los cuales se comentaron anteriormente.

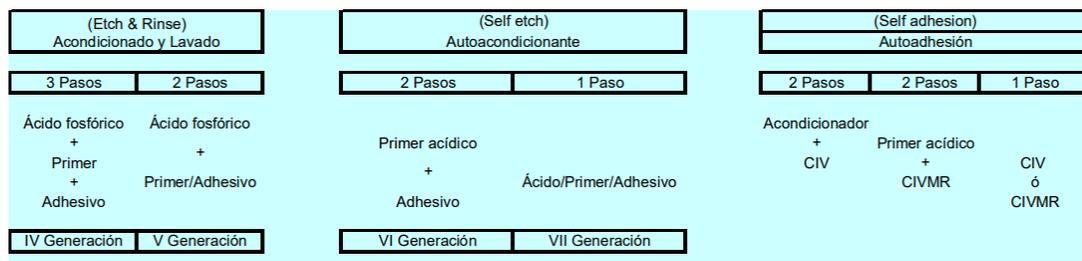


Imagen 13. Clasificación de los sistemas adhesivos según distintas nomenclaturas (Hidalgo, 2008).

Los sistemas adhesivos han evolucionado por el hecho de conseguir protocolos clínicos más simples, disminuyendo el tiempo y los pasos de aplicación, así como disminuir los errores que provocan fallas en la interfase adhesiva por una mala técnica clínica (16).

Con respecto a la clasificación por generaciones, los adhesivos de 1ra y 2da generación son aquellos a base de fosfatos y oxalatos. A continuación, surgieron los adhesivos de la 3ra generación, en donde se consideran parte de a los adhesivos como el Mirage Bond (Myros) y el Restbond (Lee). Estas generaciones actualmente están en desuso.

Posteriormente, los adhesivos de 4ta generación surgen gracias a un avance en la técnica adhesiva. Este avance se logra gracias al concepto de “Capa híbrida”, introducido por Nakabayashi en 1982 y por la incorporación de los primers acuosos. Por lo que estos sistemas contaban con un acondicionador de dentina y esmalte (EDTA, ácido nítrico), el primer acuoso y un adhesivo

hidrofóbico(12). Debido a esto, a partir de esta generación, los adhesivos tienen la capacidad de formar la capa híbrida (ver imagen 14).

Esta generación presenta, por lo regular, 3 botes. El primero es donde se encuentra el ácido grabador, el segundo es del primer, donde se encuentran los monómeros hidrófilos y los activadores, y por último el tercer bote con el adhesivo, donde están los monómeros hidrofóbicos y los activadores (25).

Los adhesivos de la 5ta generación surgen con el fin de reducir los tiempos y el número de los pasos en la aplicación clínica, por lo cual solo se mantienen dos botes. El primero contiene el ácido grabador y el segundo una mezcla de primer y adhesivo. La capacidad adhesiva de esta generación disminuye a comparación de la generación anterior, sin embargo sigue siendo buena (25).

La 6ta generación también se conoce como adhesivos autograbantes. Contienen dos frascos, donde se mezcla el agente acondicionador (resinas acídicas) y el primer (resina hidrófila) en un bote y el adhesivo (resina hidrofóbica) en otro(25).

La 7ma generación son aquellos en donde la presentación es en un solo frasco. Vienen los monómeros ácidos, el primer y el adhesivo juntos, sin necesidad de premezclado.

Además, surge la clasificación dependiendo de los pasos clínicos, ya sea con adhesivos de uno, dos o tres pasos. En donde la diferencia es la presentación del ácido grabador, el primer y el adhesivo, ya sea en uno, dos, o tres botes/sustancias.

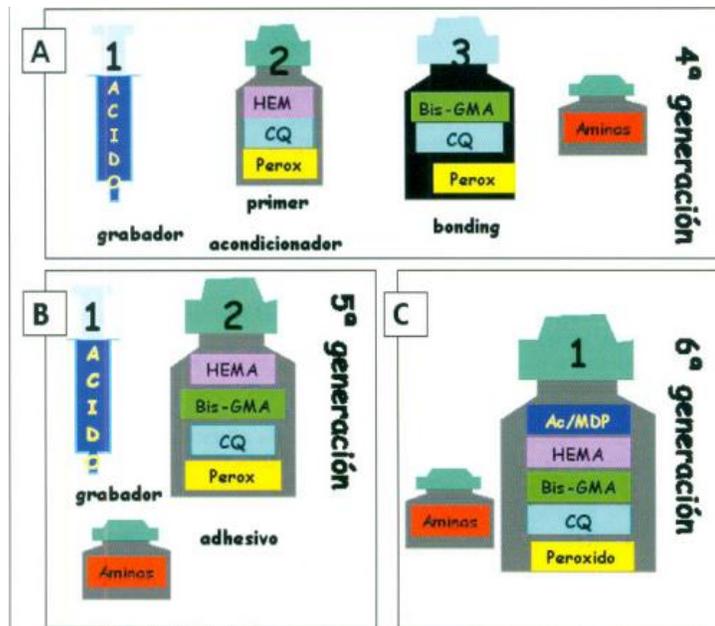


Imagen 14. Composición de los adhesivos. A. Adhesivos de 4ta generación, B. Adhesivos de 5ta generación, C. Adhesivos de 6ta generación. (Martín, 2004).

Hay sistemas adhesivos de 3 pasos, donde cada paso tiene un recipiente por separado (desmineralizante, imprimador y adhesivo), y también de dos pasos, donde se incluye dos recipientes (desmineralizante por un lado y el imprimador y adhesivo juntos).

Los adhesivos de tres pasos, de grabar y enjuagar, se consideran el estándar de oro en los adhesivos, gracias a su durabilidad y su resistencia de unión(36)

Algunos autores mencionan que los sistemas adhesivos de 2 pasos muestran disminución de la fuerza adhesiva a través del tiempo, debido a su mezcla de componentes hidrófilos e hidrófobos, lo que aumenta la absorción de agua en la dentina, generando mayor inestabilidad en la capa del adhesivo (7).

Con respecto al sistema de un solo componente, se combinan el grabado ácido, el imprimador y el adhesivo.

Actualmente existen adhesivos llamados “universales” o multimodales”, los cuales se pueden utilizar en grabado y enjuague o autograbado, así como en el grabado selectivo del esmalte.

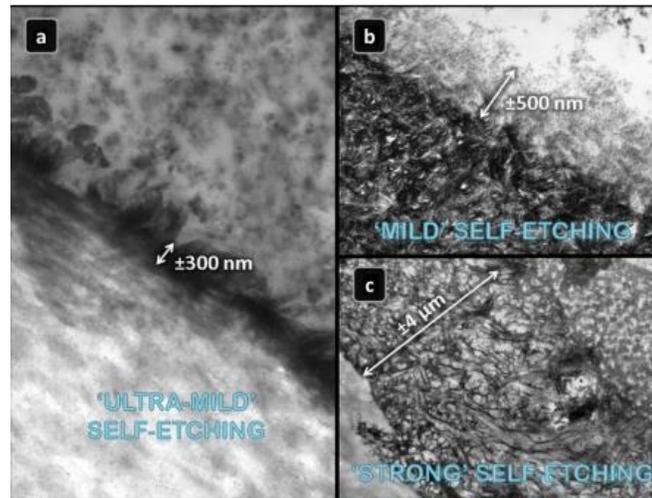


Imagen 15. Micrografías de microscopía electrónica de transmisión (MET) que muestran las interfaces dentina-adhesivo formadas por adhesivos de autograbado. A. Imagen de una sección desmineralizada y teñida, que ilustra la interacción muy superficial de un adhesivo de autograbado ultrasuave, B. Imagen de una sección no desmineralizada de un adhesivo suave, C. Imagen de una sección desmineralizada y teñida con un adhesivo fuerte. Se crea una capa híbrida gruesa y completamente desmineralizada, en la que las fibrillas de colágeno ya no están protegidas por la hidroxiapatita. (Van Meerbeek, 2010).

Estos adhesivos son similares a los de autograbado de un paso, a diferencia de presentar un pH más agresivo (entre 1, o menor, a un pH mayor a 2.5), y de tener en su composición monómeros funcionales carboxilato y/o fosfatos, como el fosfato de 10-metacrilóiloxidecil dihidrógeno (10-MDP), lo cual genera un mejor efecto y una capa híbrida más estable (27).

Por la molécula de 10-MDP, estos adhesivos presentan agua en su composición, ya que es necesario ionizar los monómeros funcionales ácidos

y hacer posible el autograbado. Gracias a su contenido de agua, esto permite que los adhesivos tengan propiedades hidrófobas e hidrófilas, lo que garantiza la unión a diferentes grados de humedad (27). Este monómero se une químicamente a la hidroxiapatita través de los grupos fosfato que contiene.

Adhesive system	Time	
	24 h	1 year
Gluma Comfort Bond	50.4 (8.4) Ab	42.7 (13.2) Ab
Optibond FL	67.7 (5.1) Aa	61.6 (6.8) Aa
One Coat Bond SL	59.4 (8.2) Aab	35.7 (9.0) Bb
Peak Universal Bond	51.2 (10.0) Ab	46.2 (12.5) Aab

Values of groups having similar letters were not significantly different ($p = 0.05$). (uppercase letters = rows; lowercase letters = column)

Imagen 16. Comparación de la fuerza de unión a dentina de diferentes sistemas adhesivos. (Carvalho, 2016).

Estos adhesivos universales son resinas de baja acidez que se dividen en ultrasuaves (que contienen un pH mayor a 2.5), suaves (con un pH de 2) o fuertes (tienen un pH igual o menor a 1) (32). Los mecanismos químicos y micromecánicos de unión de los adhesivos universales ultrasuaves se pueden mejorar gracias a un grabado corto con ácido fosfórico (23) (ver imagen 15).

La calidad de los adhesivos simplificados, así como longevidad de la restauración, dependen de la calidad de los monómeros, la acidez y los niveles de hidrofiliidad que tengan los adhesivos (36).

Sin embargo, una de las desventajas de los sistemas simplificados es que contienen mayores niveles de monómero hidrófilos, lo cual provoca que la capa híbrida se convierta en una membrana permeable, permitiendo el movimiento de agua sobre la interfaz adhesiva (37)

Carvalho y cols. demostraron, en un estudio comparativo in vitro, que el adhesivo de grabado y enjuague de tres pasos obtuvo una mejor fuerza de unión después de un año de almacenamiento en agua a comparación de los adhesivos de grabar y enjuagar de dos pasos, aunque la diferencia no fue estadísticamente significativa (36) (ver imagen 16).

Además, en un estudio realizado por Bader Mattar en el año 2014 (21), se demostró que la técnica de autograbado en dentina presenta menor cantidad, y de menor longitud, de tags de resina, así como una capa híbrida de menor espesor.

Por otra parte, en un estudio realizado por Figueredo en el año 2020 (27), se demostró que los adhesivos universales presentan un buen comportamiento adhesivo en dentina cuando está se mantiene húmeda, cosa que no sucede cuando este tejido se encuentra sobresaturado de humedad. Además, se mostró que el modo de aplicación (autograbado o grabar y lavar) no compromete la fuerza de unión cuando se realiza sobre dentina húmeda.

Sin embargo, en estudios in vivo se ha demostrado que el modo de grabar y enjuagar es ligeramente superior que el modo de autograbado en los adhesivos universales (23).

Se ha demostrado que los adhesivos autograbantes presentan una capa híbrida más regular, más homogénea y más delgada que la formada por el sistema adhesivo convencional (13), debido a la concentración del pH.

Los adhesivos actuales de una sola botella se consideran buenos imprimadores pero malos adhesivos (24).

Por último, la infiltración de los monómeros en los espacios interfibrilares depende de varios factores, como la viscosidad de la solución, la solubilidad del solvente que ocupa los espacios, el tiempo que se tiene para la penetración, la temperatura, la difusión del monómero en el solvente, y la

afinidad del monómero por el sustrato (29). Además, también influye el estado de las fibras colágenas, si se encuentran expandidas o colapsadas.

Capítulo 4 Degradación de la interfaz de unión resina-dentina.

Existen diversos mecanismos, tanto químicos y físicos, por lo cual se logra una degradación de las uniones de resina-dentina, ocasionando de esta manera falla en las interfaces adhesivas, infiltración, tinción, sensibilidad dentinaria, caries secundaria, y otros problemas dentales. A continuación, se mencionan algunas de estos mecanismos de degradación.

4.1. Contracción de la polimerización de las resinas.

Una de las desventajas que tienen las resinas compuestas es la contracción de polimerización, y aunque no está relacionado completamente con la capa híbrida, influye en esta misma. Por lo tanto, este problema es considerado uno de los principales contribuyentes del fracaso de las restauraciones.

Esta contracción ocurre por la reducción de la distancia intermolecular de los monómeros una vez que se polimerizan, lo que causa microcracks y/o fallas en la adhesión, así como filtración marginal (21).

4.2. Aumento de la hidrofilia en la capa híbrida.

Es importante tener en cuenta el concepto de hidrólisis, el cual se define como “un proceso químico que rompe los enlaces covalentes entre los polímeros mediante la adición de agua a los enlaces éster, lo que resulta en la pérdida de la masa de resina” (Bravo, 2017) (38).

Este proceso puede surgir por dos razones: por la composición de los sistemas adhesivos (por ser hidrófilos), y/o por la presencia de agua que existe en las fibras de colágeno desmineralizadas.

Con respecto al primer caso, el hecho de que los sistemas adhesivos (simplificados, principalmente) tengan mayores cantidades de monómeros hidrófilos (por ejemplo, HEMA) provoca un aumento en la sorción de agua en

la capa híbrida. La degradación hidrolítica a lo largo del tiempo es ocasionada por esta alta permeabilidad (20)(5)(29).

La forma en que ocurre es que el agua es absorbida por los polímeros, lo cual altera la energía de cohesión de las cadenas poliméricas y causa una disminución de las propiedades mecánicas de dicho polímero, lo que lleva a su vez la hidrólisis de las moléculas y la degradación estructural (34).

Debido a esta mayor cantidad de monómero hidrófilos en los sistemas adhesivos simplificados (primer y adhesivo mezclados), estos son más susceptibles a la degradación, a comparación de los sistemas multipasos (29).

Como se ha visto, el agua es un factor que altera la interfaz, ya sea por filtración marginal, nanofiltración o el ingreso de fluidos orales.

4.3. Atrapamiento de disolventes residuales en la interfaz adhesiva.

Los disolventes presentes en los sistemas adhesivos “facilitan el transporte de monómeros hidrófilos por la red de colágeno desmineralizada” (Araujo, J. 2016)(20). Cuando no se produce una evaporación completa del disolvente, ocasiona una interferencia en la conversión de los monómeros a polímeros, ocasionando que en la capa híbrida se retenga una parte del disolvente o de agua intrínseca.

Por lo tanto, a mayor contenido de disolvente dentro de la solución del adhesivo antes de la fotopolimerización, menor es el grado de conversión y también de las propiedades del adhesivo.

4.4. Infiltración incompleta de los monómeros resinosos.

En algunas ocasiones estos monómeros resinosos, incluidos en los adhesivos, no logran infiltrar completamente las fibras colágenas (26)(34), gracias a discrepancia en la profundidad de la desmineralización de la dentina, dejando zonas de dentina desmineralizada debajo de la restauración, ocasionando que las uniones de la capa híbrida se degraden con el tiempo.

Esto, ocasionado por la exposición de las fibras colágenas, las cuales no están protegidas y tienden a sufrir desnaturalización, así como ser susceptibles a la rotura por fatiga cíclica de las cargas durante la función (6).

Por lo regular la desmineralización de la dentina intertubular tiene una profundidad de 4 a 5 micras, mientras que el adhesivo penetra 3 micras, por lo que esto provoca que una parte de la capa de colágeno no se proteja (29).

Otra causa que provoca una degradación de la interfaz adhesiva es la polimerización inadecuada de los monómeros, ya que se relaciona con una mayor permeabilidad en la zona, lo que provoca un mayor movimiento de fluido acuoso en la capa híbrida, y a su vez un debilitamiento del polímero (37) (ver imagen 17).

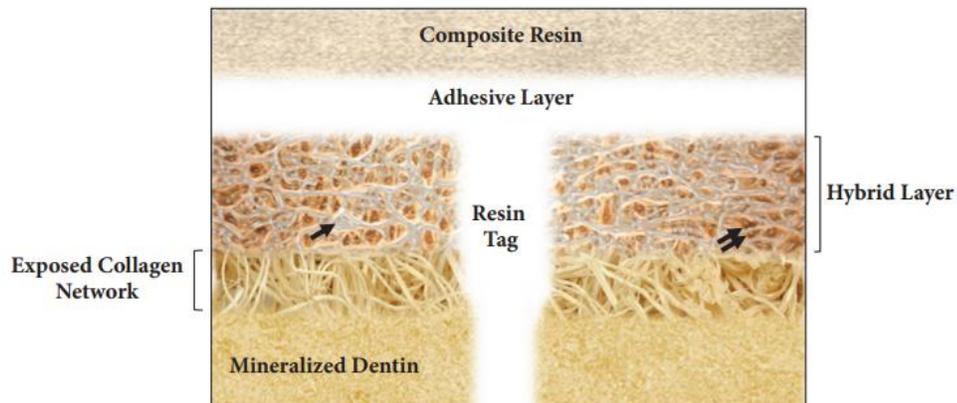


Imagen 17. Representación gráfica de la inestabilidad de la capa híbrida. Se observa a infiltración incompleta del adhesivo en la matriz de colágeno que queda con los espacios interfibrosos saturados de agua (flechas) y la exposición del colágeno descubierto (Betancourt, 2019).

4.5. Metaloproteinasas.

Otra razón por la cual se ocasiona la hidrólisis de los adhesivos dentales es por la degradación de las fibras colágenas expuestas y no protegidas de las

regiones adhesivas, ocasionadas por la acción proteolítica de las metaloproteinasas de la matriz (MMPs)(26).

Las MMPs son enzimas proteolíticas endógenas dependientes de zinc y calcio que se encuentran en la dentina (26), las cuales, son responsables de degradar la matriz extracelular (siendo su principal sustrato el colágeno) en diferentes procesos, como la morfogénesis de los dientes(39) (ver imagen 18), la caries dental y la periodontitis. También han sido relacionadas con patologías tumorales, metástasis, agresividad tumoral (40), angiogénesis y ovulación (4)(41).

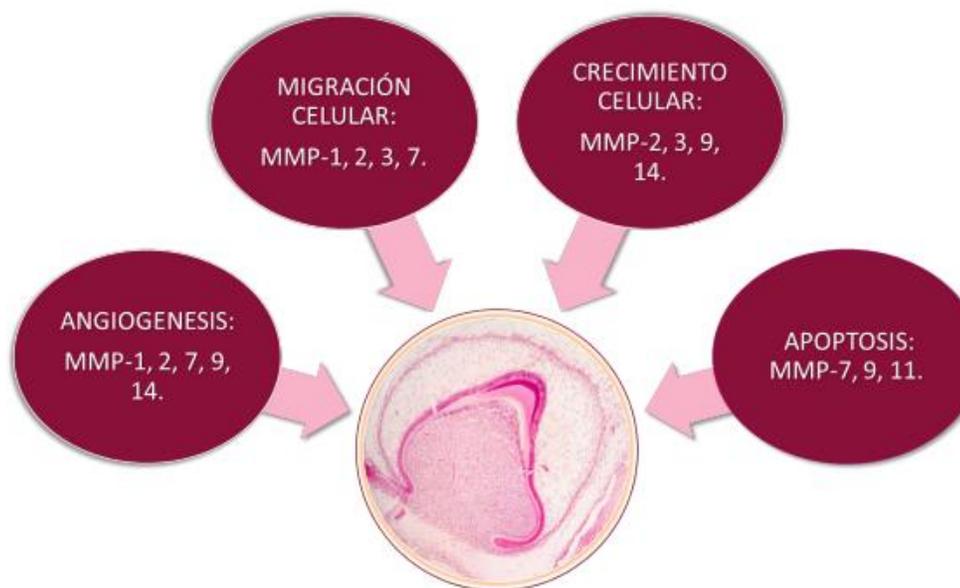


Imagen 18. Relación de las MMPs en la odontogénesis (Pereira, 2016).

Se han identificado 23 enzimas, divididas en cinco tipos/grupos de MMPs: gelatinasas (MMP-2 y MMP-9), colagenasa (MMP-8), enamelinasa (MMP-20), metaloproteasas de membrana (MT-MMPs) y matrilisinas (ver tabla 4).

Las MMPs se caracterizan por tener dominios que se encargan de factores como la especificidad del sustrato, el reconocimiento y la interacción (9). Los cuatro dominios que tiene en su composición son: el dominio catalítico, el dominio de tipo hemopexina, el dominio de señal de péptido y el dominio de propéptido (6) (ver imagen 19 y 20).

El dominio catalítico contiene zinc y calcio y es el lugar donde la cisteína de la región propéptida se une para mantenerla inactiva, por otro lado el dominio de tipo hemopexina se encarga de la especificidad del sustrato y las interacciones con inhibidores endógenos, a su vez, el dominio de señal de péptido se encarga de la secreción de la proteína al exterior de la célula, mientras que el dominio propéptido mantiene inactiva la enzima (6).

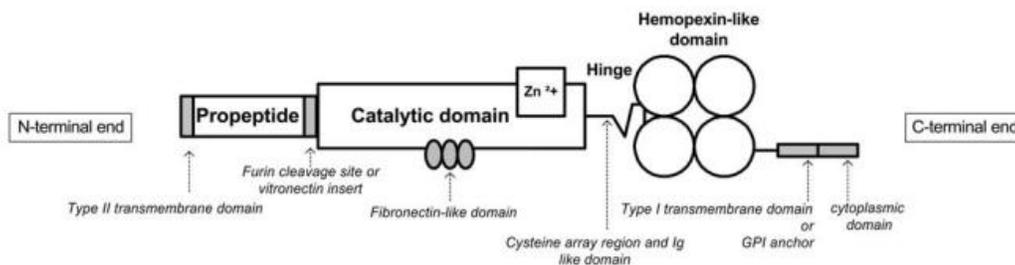


Imagen 19. Estructura de los dominios de diferentes MMPs. (Chaussain, 2006).

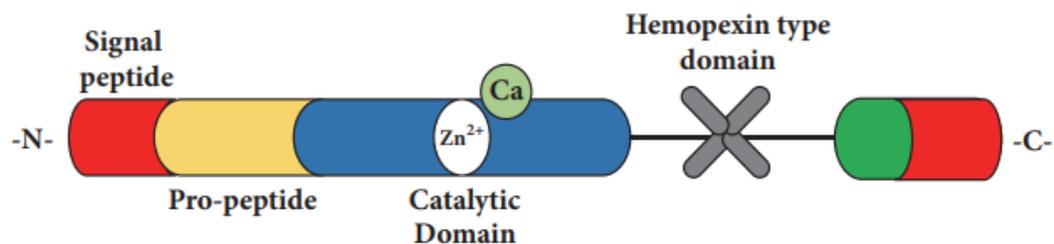


Imagen 20. Estructura básica de las MMPs. Se observan los cuatro dominios que contienen (Betancourt, 2019).

Existen unos inhibidores tisulares de metaloproteinasas (TIMPs), los cuales se encargan de regular la actividad de las MMPs(42). Se diferencian tres tipos: TIMP-1, se encarga de inhibir la actividad de la mayoría de MMPs (excepto MT1-MMPs y MMPs-2. Por otro lado, TIMP-2 también inhibe la mayoría de las MMPs, (solo no a MMPs-9), y por último, TIMP-3 inhibe la actividad de MMPs-1, 2, 3 y 9, como de MT1-MMPs (40).

El balance y equilibrio que exista entre las MMPs y los TIMPs determina los eventos proteolíticos en el remodelado tisular en el espacio pericelular (control de la integridad de la matriz extracelular) (ver imagen 21).

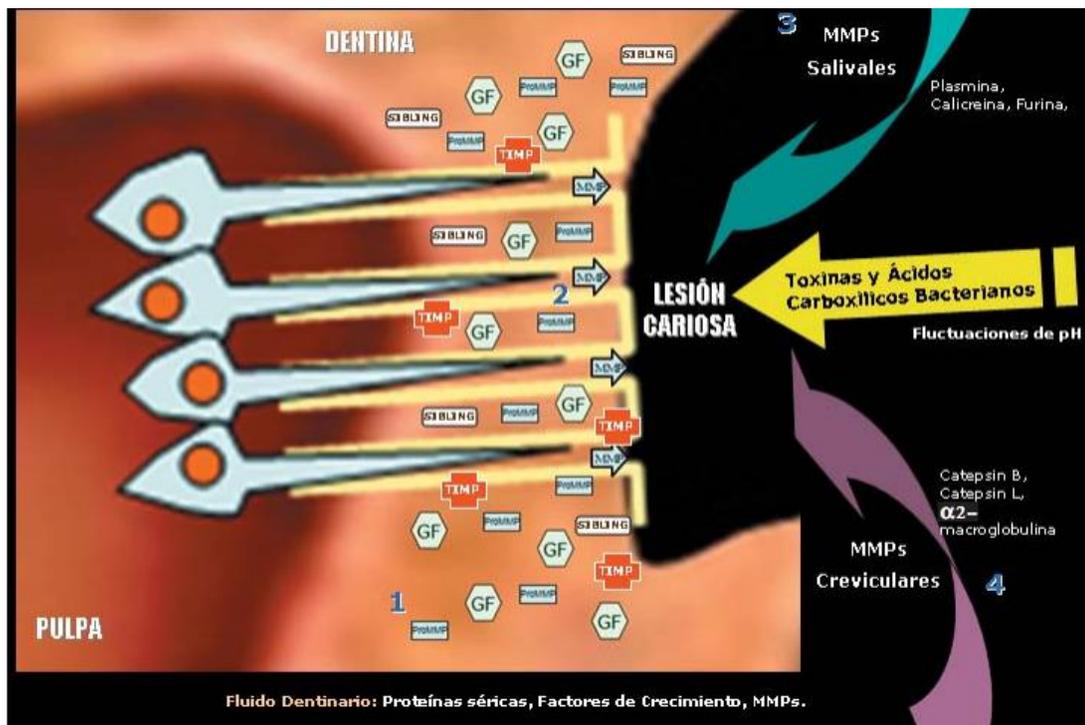


Imagen 21. Diagrama del proceso y de componentes en la interacción de las MMPs. 1. MMPs de la matriz, 2. MMPs del fluido dentinal, 3. MMP de la saliva, 4. MMPs del fluido crevicular, GF. Factores de crecimiento, TIMP. Inhibidores tisulares de las MMPs (Hidalgo, 2006).

Las MMPs son cubiertas por los cristales de apatita durante la mineralización dentinaria, lo que las hace quedarse inmóviles e inactivas. Sin embargo, cuando la dentina es desmineralizada, ya sea por caries o grabado ácido, estas enzimas se activan. Tjäderhane y col. hallaron que las MMPs de la dentina se activan por los ácidos que producen las bacterias cariogénicas (4)(9).

Algunos autores mencionan que los ácidos utilizados en el grabado, por el pH bajo, proporciona buenas condiciones para la activación de MMPs, liberándose en la dentina y provocando la degradación de la capa híbrida (9)(5)(11).

Una de las funciones fisiológicas de las MMPs en dentina es en la formación de dentina peritubular y en la liberación de factores de crecimiento dentinales (9)(39).

Las MMPs-2 y MMPs-20 pueden degradar amelogenina (proteína estructural del esmalte), lo que provoca un tejido dentario más propenso a un ataque cariogénico (40) (ver imagen 22).

DISCIPLINA ESTUDIADA	BIOMARCADOR RELACIONADO
ODONTOGENESIS	MMP-1, MMP-2, MMP-3, MMP-7, MMP-9, MMP-11, MMP-14
CARIOLOGÍA	MMP-2, MMP-20
ODONTOLOGÍA RESTAURADORA	MMP-2, MMP-3, MMP-8, MMP-9, MMP-20
ENDODONCIA	MMP-2, MMP-3, MMP-9
PERIODONCIA	MMP-1, MMP-2, MMP-8, MMP-9, MMP-12, MMP-13
ORTODONCIA RELACIONADA AL ESTADO PERIODONTAL	MMP-1, MMP-2, MMP-8, MMP-9
TUMORES ODONTOGÉNICOS	MMP-1, MMP-2, MMP-3, MMP-7, MMP-9, MMP-10, MMP-11, MMP-14

Imagen 22. MMPs relacionadas en diferentes áreas de la odontología (Pereira, 2016).

Tabla 4. Clasificación de las MMPs, así como sus funciones. Fuente propia.

Familia	MMPs	Qué degradan O función	Células que las sintetizan
Colagenasas	MMPs-1, MMPs-8, MMPs-13 y MMPs-18	Degradan colágeno intersticial I, II y III, lo que produce colágeno desnaturalizado o gelatina	MMPs-1 por macrófagos, fibroblastos y células dendríticas. MMPs-8 por neutrófilos MMPs-13 por fibroblastos.
Gelatinasa	A (MMPs-2) y B (MMPs-9)	Degradan colágeno tipo IV de la membrana basal, y la MMPs-2 también degrada colágeno I, II y III en menores cantidades. MMPs-9 está involucrada en la reabsorción ósea.	Células del estroma (macrófagos, mastocitos, fibroblastos, células dendríticas, endoteliales, hematopoyéticas)
Estromelisin	MMPs-3, MMPs-10, y MMPs-11	Degradan componentes de la membrana basal y de la matriz extracelular.	MMPs-3 es secretada por linfocitos, células endoteliales, dendríticas y fibroblastos.
Matrilisinas	MMPs-7 y MMPs-26	Participa en procesos de angiogénesis	Por células tumorales de origen epitelial. MMPs-7 es secretada por osteoclastos, macrófagos y células endoteliales.
Asociadas a membrana	MT-MMPs 14, 15, 16, 24, 17, 25.	Participan en la actividad proteolítica de otras MMPs. MMPs-14 participa en angiogénesis, adipogénesis y crecimiento celular.	Macrófagos, fibroblastos, células endoteliales y hematopoyéticas.

Capítulo 5 Mecanismos de prevención en la degradación de la capa híbrida.

5.1. Biomodificadores de la dentina.

Los materiales pertenecientes a este grupo mejoran las propiedades físicas de la dentina modificando su composición bioquímica. Dentro de este grupo se encuentran materiales como la riboflavina, glutaraldehído, compuestos polifenólicos de tipo flavonoide y biovidrios.

5.1.1. Agentes físicos.

En este grupo se encuentra la vitamina B2 (riboflavina), la cual, cuando se activa con luz ultravioleta, induce a la formación de enlaces covalentes entre el grupo amino de la glicina (cadena de colágeno) y los grupos carbonilo de prolina de las cadenas laterales (6). Pignata y cols mencionan que un primer con riboflavina activada por luz ultravioleta inhibe parcialmente a las MMPs (29).

5.1.2. Agentes sintéticos de reticulación de colágeno.

Estos agentes reticulantes se unen a los grupos carbonilo y amino de los aminoácidos del colágeno, mejorando su estructura, sus propiedades mecánicas y la resistencia a la degradación enzimática. Algunos ejemplos son el glutaraldehído y la carbodimida. Sin embargo, esta última requiere un tiempo largo para lograr esta reticulación, por lo que limita su uso clínico (6)(36).

Con respecto al glutaraldehído, el cual tiene un pH alcalino de 7.5 a 8.5 para su uso en odontología, aumentan el módulo elástico de la dentina desmineralizada, mejorando la rigidez de las fibras de colágeno (29).

5.1.3. Agentes reticulantes de colágeno.

Estos materiales ayudan a mejorar la resistencia de la red de colágeno, así como la resistencia ante la degradación enzimática, además de tener la capacidad de inhibir la actividad de las MMPs (9). Algunos ejemplos de estos

agentes son los compuestos polifenólicos de tipo flavonoide, como la curcumina, las proantocianidinas y la quercetina.

Al utilizar la proantocianidinas, se mejora la hidrofobia y las propiedades mecánicas del colágeno “como resultado del aumento del entrecruzamiento, disminuyendo la permeabilidad al agua debido a la formación de una estructura más densa” (Pignata, 2015) (29).

Sin embargo, estos materiales requieren tiempos de aplicación muy largos, por lo cual no se han demostrado sus beneficios en protocolos clínicos (6)

5.1.4 Remineralización biomimética.

Consiste en la remineralización de las regiones de las fibras colágenas, las cuales están desmineralizadas y desprotegidas por el grabado ácido, con el objetivo de aumentar la duración de la interfase resina-diente, a través del aumento de la resistencia mecánica del colágeno y el control de la degradación de la matriz extracelular (6).

Esta mineralización de la capa híbrida se da con materiales bioactivos (biovidrios), mediante la liberación de iones calcio y fosfato, y logrando “la reducción de la microporosidad a lo largo de la interfaz adhesiva por cristalización de minerales” (Araujo, 2015) (20).

La forma en que ocurre la mineralización es en dos fases: la primera, formándose una fase líquida de fosfato de calcio, la cual ocupa los espacios de las fibras de colágeno desmineralizada y la segunda con la mineralización de la apatita dentro de las fibras colágenas gracias a una matriz de fosfoproteína (20).

Otra de las ventajas de los biovidrios es que tienen capacidad antimicrobiana frente a bacterias gram-positivas y gram-negativas (43).

A pesar de que este material tiene buenos resultados en estudios in vitro, es necesario realizar más in vivo, para que el desarrollo en la técnica clínica sea lo mejor posible.

5.2. Incorporación de metacriloxisilano de amonio cuaternario (QAMS).

Los compuestos de amonio cuaternario son sustancias activas biocidas que se utilizan en la formulación de desinfectantes en diferentes aplicaciones como higiene bucal, desinfectante en hospitales y de uso doméstico (44).

Este material tiene la capacidad de matar a *Streptococcus mutans* y *Actinomyces naeslundii*, a través de la destrucción por contacto, al penetrar las paredes y las membranas celulares de las bacterias(45).

La incorporación al 5% en un adhesivo, proporciona actividades antimicrobianas y antiproteolíticas, así como una óptima inhibición de MMPs. Esto ayuda a la integridad de la unión entre la resina y la dentina a largo plazo, así como a la eliminación de la caries secundaria (45) (ver imagen 23).

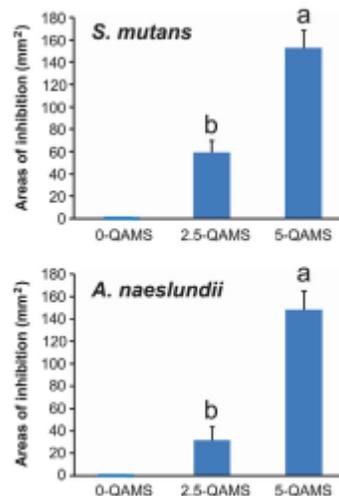


Imagen 23. Grafica donde se observa las áreas de inhibición de *S. mutans* y *A. naeslundii*, según el porcentaje de QAMS (Gou, 2018).

5.3. Mayor tiempo en la aplicación de los sistemas adhesivos.

Aumentar el tiempo de aplicación de los materiales adhesivos evita el atrapamiento del disolvente y/o agua en la capa híbrida, promoviendo una mejor impregnación del adhesivo, una menor cantidad de disolvente residual y una mayor longevidad en la unión resina-dentina (37).

5.4. Aplicación de una capa hidrófoba adicional.

Otro mecanismo de prevención es con la aplicación de una capa adicional de un monómero hidrófobo, ya que el utilizar sistemas adhesivos simplificados o autograbadores implica un aumento en la hidrofiliidad de los productos, ocasionando un desempeño clínico menor en las restauraciones. Además, estos sistemas presentan una menor resistencia de unión, a comparación de los sistemas adhesivos con más pasos (20).

Así que, la calidad y longevidad de la unión resina-dentina mejora al reducir la degradación de los monómeros hidrófilos de los adhesivos, gracias a los monómeros hidrófobos que se aplican “sobre la dentina imprimada reduciendo la hidrofilia de la imprimación que penetra en la dentina, asegurando un alto grado de conversión de los componentes monoméricos presentes en la interfaz resina-dentina” (Carvalho, 2016)(36).

Por lo tanto, una capa hidrófoba adicional resiste de mejor manera la degradación hidrolítica, disminuyendo la permeabilidad de la interfaz.

5.5. Técnica de adhesión húmeda en etanol.

El objetivo de esta técnica es crear una capa híbrida menos hidrófila, lo que permite reducir la degradación de la interfaz resina-dentina. Su aplicación puede ser tanto en los sistemas de grabado total, como en los de autoacondicionamiento y consiste en colocar etanol sobre el tejido dentinario antes de la aplicación de los sistemas adhesivos (37).

Esta técnica logra una interfaz adhesiva más espesa, ya que no hay colapso de las fibras de colágeno y existe una mayor infiltración de los monómeros.

Además, la absorción de agua disminuye, lo que resulta en una mayor longevidad de la capa híbrida (46).

El etanol ayuda a eliminar el agua libre, lo que disminuye la separación entre los monómeros de la resina y la matriz de colágeno, y también a reducir la acción de las enzimas colagenolíticas (6)

5.6. Clorhexidina.

Existen diversos agentes antibacterianos de amplio espectro utilizados en la odontología, uno de ellos es la clorhexidina (CHX), o también conocido como gluconato de clorhexidina. Debido a que es uno de los mejores inhibidores de MMPs, así como buen material para preservar la capa híbrida, existen demasiado estudios que avalan esto, por lo que será uno de los mecanismos de prevención más desarrollados en este trabajo.

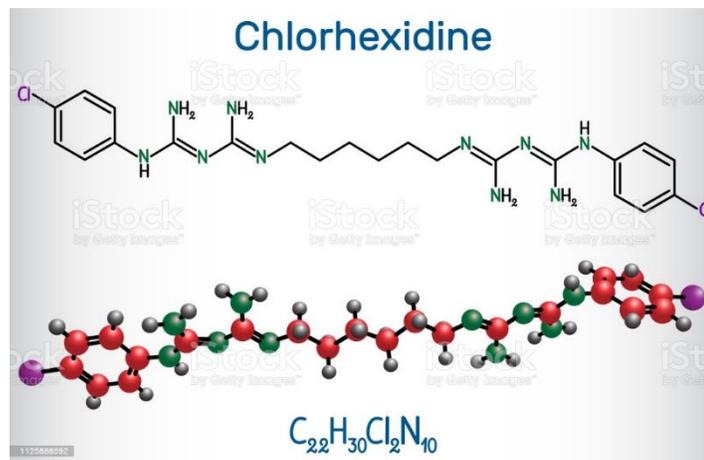


Imagen 24. Representación gráfica de la estructura de la CHX. Recuperado de: t.ly/cHrN

Una forma de mejorar el desempeño clínico de las restauraciones adhesivas es a través de este gluconato. Este material fue desarrollado en Inglaterra, en

el año de 1940(14), el cual es una molécula bicatiónica simétrica que presenta dos anillos: dos grupos bisguanida y cuatro clorofenil, los cuales están conectados por una cadena de decametileno (47)(48) (ver imagen 24).

La forma en que se mantiene más estable este antimicrobiano es en forma de sal, y su preparación más común es la sal de digluconato, en parte por su alta solubilidad en agua(47).

La CHX posee una característica llamada sustantividad, la cual ayuda a tener una acción prolongada de unión entre los componentes de la capa híbrida. La sustantividad es la capacidad de un material de unirse a la matriz dentinaria, produciendo un mecanismo de liberación sostenida. Esto permite reducir la colonización bacteriana. Por otro lado, presenta solubilidad en agua y alcohol, lo que aumenta su efectividad antimicrobiana en la cavidad oral (10).

Además, gracias a sus propiedades catiónicas, se une a la placa dental, al esmalte, a través de la hidroxiapatita, y a las proteínas salivales (47).

Este compuesto químico sintético (polibiguanidas) (26) cuenta con un amplio espectro antibacteriano (contra bacterias *Gram positivas*, *Gram negativas*, mohos, virus y microorganismos anaerobios facultativos y aerobios).

Y su mecanismo de acción es mediante “el daño a la pared celular, provocando permeabilidad de la membrana y por las fugas de los componentes intracelulares y eventual muerte de los microorganismos” (Utria, 2018) (10).

Por estas razones es utilizada para variadas situaciones clínicas, una de ellas es como desinfectante de las cavidades dentales, antes de aplicar un material restaurador, ayudando, de esta manera, a reducir la sensibilidad posoperatoria y la caries residual, como agente antiplaca, irrigante del conducto radicular(48), etc.

Otra de las situaciones en donde se utiliza este compuesto es en la inhibición de la actividad proteolítica de las MMPs, previniendo o retardando de esta manera la degradación de las fibras colágenas de la capa híbrida.

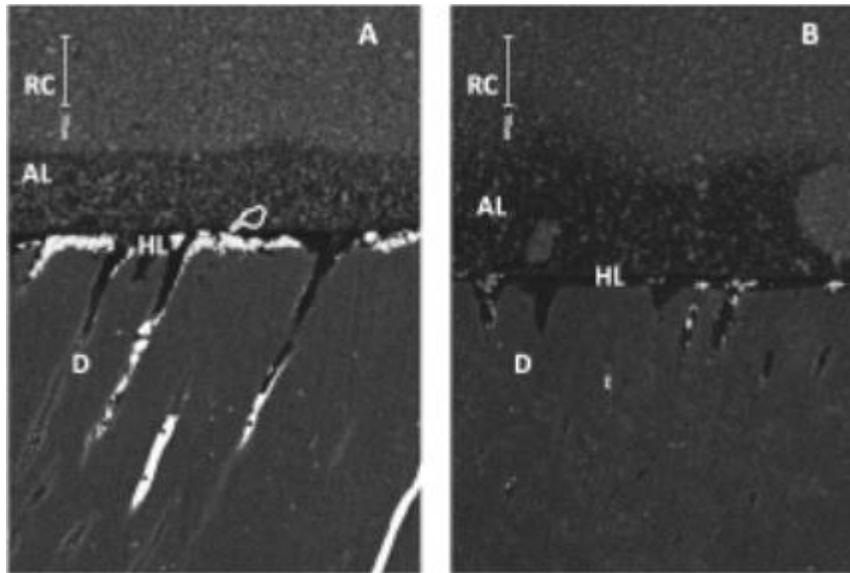


Imagen 25. Imágenes obtenidas con microscopia electrónica de barrido. A. Imagen donde no se aplicó CHX, se observa mayor depósito de nitrato de plata (zonas blancas) en la capa híbrida (HL) y la capa del adhesivo (AL). B. Imagen donde se aplicó CHX. (Herrera, 2010).

Este efecto inhibitorio se logra por los mecanismos de quelación y atrapamiento de iones metálicos (especialmente cálcicos y de zinc), provocando la interrupción e impedimento de la actividad y reacción catalítica de las enzimas.

Diversos estudios se han realizado para saber la efectividad de la CHX(34)(30) (ver imagen 25), uno de ellos fue el realizado por Hebling y col. en donde descubrieron que los dientes tratados con clorhexidina mostraban una integridad estructural normal de la red colágena en la región adhesiva, a

comparación del grupo que no había sido tratado con este material, el cual, presentaba desintegración progresiva de la red de fibras colágenas (49).

En un estudio realizado en el año 2007 por Carvalho (50), demostró que la clorhexidina conservaba la fuerza de unión de una mejor forma a los seis meses que el grupo control donde no se había aplicado este material. Además, se presentaban menos fallas en la capa híbrida. De manera similar, Bravo y cols. demostraron que el uso de CHX aumenta la fuerza de unión de la resina sobre la dentina a comparación de aquellas uniones donde no fue aplicado este material, después de seis meses de almacenamiento (38).

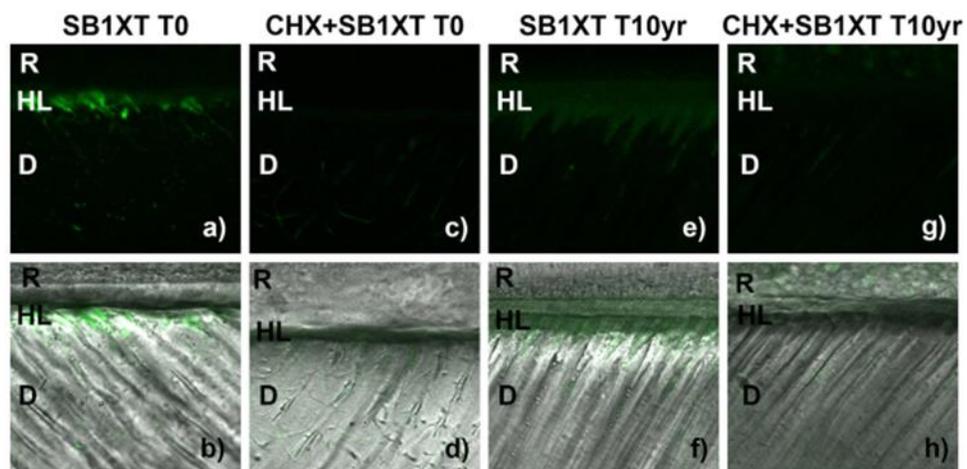


Imagen 26. Comparación de interfaces resina-dentina tratadas con CHX o sin esta. A y B. Actividad alta enzimática endógena en la capa híbrida, C y D. Se muestra un nivel más bajo de actividad enzimática, E y F. Se observa una alta actividad enzimática a los 10 años, G y H. Se observa un nivel más bajo de actividad enzimática a los 10 años. SB1XT: Adper Scotchbond 1XT; CHX: Clorhexidina; D: Dentina; R: Resina; HL: Capa híbrida. (Breschi, 2020).

Loguercio y col. demostraron, *in vitro*, que después de 5 años envejecimiento, se muestra una mayor fuerza de unión en dientes tratados con CHX, a

comparación con aquellos que no, así como una permanencia de iones de este material en la capa híbrida(51)

Inclusive esta preservación de la capa híbrida, acompañada de una actividad enzimática menor, así como de la permanencia de los iones de CHX en la capa híbrida, fue demostrada de existir después de 10 años en un estudio realizado in vitro. A comparación del grupo control, el cual no tenía tratamiento de CHX, que demostró que después de 10 años de envejecimiento, el 98% de la capa híbrida se había degradado (35) (ver imagen 26).

Otro estudio realizado en el año de 1999, por Gendron y col. demostró que la CHX inhibe la actividad proteolítica de las MMPs -2, -8 y -9 (26)(14).

Con respecto al tiempo y la concentración recomendadas para el uso de la CHX, Loguercio y col. mencionan que lo ideal es por 15 segundos a una concentración de 0.002% a 2% (26). Con esto, se logra preservar las uniones de resina-dentina. Por otro lado, Pashley y col. mencionan que un tiempo de 60 segundos retarda el proceso de degradación de las fibras de colágeno (14) y Utria, J. y col. y Breschi y col mencionan que un porcentaje al 2% de CHX presenta mejor eficacia que uno al 0.2% (10)(35).

Estos trabajos confirman que la CHX sirve para inhibir la degradación de las fibras colágenas, generando un retraso en la degradación de las uniones de la resina y dentina.

Es importante mencionar que la colocación de la CHX se usa después de la aplicación del ácido fosfórico y antes del adhesivo. Aunque hay autores que mencionan que la resistencia de unión dentina-resina es indiferente al momento en el cual se aplica dentro del protocolo de adhesión, por lo que no se ve afectada esta combinación (14) (34).

5.7. Otros.

Otro mecanismo de prevención es la utilización de **hipoclorito de sodio** al 5.25%. Al utilizarlo como acondicionador de la dentina, favorece la formación de la capa híbrida, debido a la eliminación del barrillo dentinario y a la exposición de las fibras colágeno y así lograr un entrelazamiento entre estas fibras y los monómeros resinosos (52).

Además, otras estrategias, con poca evidencia, para mejorar la integridad de la capa híbrida y mejorar la fuerza de unión a largo plazo de la dentina son la **tetraciclina, galardina, cloruro de benzalconio**. Estos inhibidores quelan el calcio o reemplazan los iones de zinc e interactúan con el fragmento propeptido de MMP, mientras otros previenen el acceso de MMP e inhiben su actividad (9).

En los sistemas adhesivos de grabar y enjuagar, el uso de **zinc** en los adhesivos aumenta la durabilidad de unión en la interfaz resina-dentina, ya que amplía la resistencia a la degradación por las MMPs. Además, ayuda a la inhibición de la desmineralización de la dentina e induce a la remineralización de esta misma (20).

Es necesario que se realicen más investigaciones sobre estos mecanismos de prevención, tanto en laboratorio como clínicamente, para una mejor comprensión de los materiales y así conseguir una mejor adhesión a largo plazo.

5.8. Procedimientos clínicos propuestos para optimizar la interfaz resina-dentina.

1. Controlar adecuadamente la humedad de la boca, principalmente con un aislamiento absoluto, así como eliminando el exceso de humedad en la cavidad.
2. Obtener una capa hidrofóbica con un adhesivo insoluble. Se recomienda usar adhesivos de tres pasos de grabar y enjuagar y de

dos pasos autograbantes, antes de los simplificados. Además, aplicar varias capas de adhesivo con un continuo frotamiento y por un tiempo prolongado.

3. Eliminar el solvente mediante un secado controlado del adhesivo.
4. Aumentar el tiempo de polimerización, para que esta sea mejor y que así se reduzca la permeabilidad.
5. Usar clorhexidina durante el procedimiento adhesivo para inhibir las MMPs.

Conclusiones.

Los procedimientos adhesivos son los más utilizados actualmente en los procesos restaurativos en odontología.

Existen varias formas eficaces de mejorar la unión adhesiva a través de la prevención de la degradación enzimática del colágeno.

Hay diferentes mecanismos de prevención para evitar la degradación de la capa híbrida, sin embargo, aún son necesarios más estudios para que estos materiales puedan ser utilizados en los protocolos clínicos. Por lo tanto, hasta el momento, el mejor material a utilizar es la clorhexidina.

Las moléculas de CHX que se encuentran en la capa híbrida, inhiben la actividad proteolítica de las MMPs. Por lo tanto, su incorporación al protocolo de aplicación de adhesivos es un paso importante para retardar la degradación de las fibras colágenas, logrando así una mayor vida de las restauraciones dentales.

Aunque la incorporación de la CHX implica un paso clínico adicional, esto produce excelentes resultados en la integridad y la fuerza de unión de la capa híbrida, por lo que su uso debe de ser necesario.

Bibliografía.

1. Reyes Gasga J. Estudio del esmalte dental humano por microscopía electrónica y técnicas afines. *Rev Lat Met Mat.* 2001;21(2).
2. Barrancos Money J, Barrancos P. *Operatoria Dental: integración clínica.* 4ta ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2007. 1344 p.
3. Berkovitz BKB, Holland GR, Moxham BJ. *Atlas en color y texto de anatomía oral, histología y embriología.* Segunda ed. Madrid, España: Mosby/Doyma Libros; 1995.
4. Hidalgo Lostaunau RC. Las metaloproteinasas y el progreso de la lesión cariosa en dentina. *Rev Estomatológica Hered.* 2006;16(1):64–72.
5. Hidalgo Lostaunau RC. Reacción de la dentina a los sistemas adhesivos resinosos: aspectos biológicos relacionados y biodegradación de la capa híbrida. *Rev Estomatológica Hered.* 2008;18(1):50–64.
6. Betancourt DE, Baldion PA, Castellanos JE. Resin-dentin bonding interface: Mechanisms of degradation and strategies for stabilization of the hybrid layer. *Int J Biomater.* 2019;2019:1–11.
7. Ramos Sánchez G, Calvo Ramírez N, Fierro Medina R. Adhesión convencional en dentina, dificultades y avances en la técnica. *Fac Odontol Univ Antioquia.* 2015;26(2):468–86.
8. Montoya Mesa C, Ossa Henao EA. Composición Química Y Microestructura De La Dentina De Pacientes Colombianos. *Rev Colomb Mater.* 2013;5(5):73–8.
9. Mazzoni A, Tjäderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay FR, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *J Dent Res.* 2015;94(2):241–51.
10. Utria J, Pérez E, Rebolledo M, Vargas A. Características de las

soluciones de Clorhexidin al 2% y al 0,2% en preparaciones cavitarias en odontología: una revisión. Duazary. 2018;15(2):181–94.

11. Grazioli G, Al E. Evaluación de la resistencia de unión a dentina humana de un sistema adhesivo universal con clorhexidina utilizado en modo de grabado total y autocondicionante. *Odontoestomatologia*. 2020;22(35):20–9.
12. Camps Alemany I. La evolución de la adhesión a dentina. *Av Odontoestomatol*. 2004;20(1):11–7.
13. Valenzuela Aránguiz V, García González D, Zamorano Pino X. Micromorfología de la capa híbrida de dos sistemas adhesivos: Análisis al MET. *Av Odontoestomatol*. 2012;28(3):133–40.
14. Sarmiento Criollo P, Paladines-Calle S, Noblecilla-Alvarado Z. Incorporación del digluconato de clorhexidina como agente inhibidor de las metaloproteinasas en los procesos adhesivos para acrecentar su durabilidad. *Odontol Act Rev Científica UC Cuenca*. 2020;5(3):67–72.
15. Flury S. Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva. *Quintessenz Team J*. 2012;25(10):595–600.
16. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater [Internet]*. 2011;27(1):17–28. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>
17. Puente Armas MA. Acondicionamiento con ácido fosfórico al 37% en esmalte y dentina a diferentes tiempos de grabado y su influencia en la adhesión: estudio invitro en premolares extraídos por medio de resistencia a la tracción. Universidad de Quito; 2015.
18. Retuerto Polo CA, Saravia Rojas MI. Efecto de los diferentes tiempos de grabado ácido sobre la resistencia de unión de un sistema adhesivo

- autocondicionante en esmalte bovino. *Rev Cient Odontológica*. 2016;4(1):409–17.
19. Galdames B, Brunoto M, Marcus N, Grandon F, Priotto E. Diferentes Protocolos de Grabado Ácido en Dentina; Estudio Micromorfológico. *Rev clínica periodoncia, Implantol y Rehabil oral*. 2018;11(2):91–7.
 20. Araujo JF, Lago ADN. Degradación de la unión resina-dentina: ¿por qué sucede y qué estrategias proponen para evitarla? *Acta Odontol Venez*. 2016;53(3):1–13.
 21. Bader Mattar M, Ibáñez Musalem M. Evaluación de la interfase adhesiva obtenida en restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo universal utilizado con y sin grabado ácido previo. *Rev Clínica Periodoncia, Implantol y Rehabil Oral*. 2014;7(3):115–22.
 22. Fuentes Fuentes M V. Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Av Odontoestomatol*. 2004;20(2):79–83.
 23. Scarabello Stape TH, Wik P, Mutluay MM, Al-Ani AAS, Tezvergil-Mutluay A. Selective dentin etching: A potential method to improve bonding effectiveness of universal adhesives. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2018;86:14–22. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.06.015>
 24. Silva J, Hoffmann O, Rossell, Romer. Principios de adhesión dentinaria.
 25. Martín Hernández J. Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. *Av Odontoestomatol*. 2004;6(1):19–32.
 26. Hernández Pomacóndor C. Papel de la clorhexidina en la odontología restauradora. *Odontol Sanmarquina* [Internet]. 2010;13(2):46–9. Available from: http://ateneo.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/123456789/4020/Odontologia_Sanmarquina_10v13n22010.PDF?sequence=1&isAllowed=y

27. Figueredo de Siqueira FS, Et al. Influence of dentinal moisture on the properties of universal adhesives. *Int J Adhes Adhes.* 2020;1–9.
28. Castro Fuentes LO, Medina y Mendoza JE, Moscoso Sánchez ME, Huertas Mogollón G, García Rupaya CR. Grado de microfiltración marginal utilizando adhesivos con técnica grabado total y grabado selectivo del esmalte. *Rev Estomatológica Hered.* 2018;28(3):153–9.
29. Pignata S, Vola J. Importancia de la interfaz dentina-adhesivo en la longevidad de las restauraciones adherida. El papel de los nuevos agentes reticuladores. *Rev Oper Dent y Biomater.* 2015;4(1):34–42.
30. Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L TF. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res.* 2005;84(8):384.
31. Li, B., Zhu, X., Ma, L., Wang, F., Liu, X., Yang, X., Zhou, J., Tan, J., Pashley, D.H. T, F.R. Selective demineralisation of dentine extrafibrillar minerals—A potential method to eliminate water-wet bonding in the etch-and-rinse technique. *J Dent.* 2016;52:52–62.
32. Pereira Sánchez N, Jordán Barrios A. Microfiltración de restauraciones clase V de resina compuesta colocadas con un adhesivo autocondicionante y un adhesivo de grabado total. *Odous Cient.* 2007;VIII(2):39–45.
33. Padrós Serrat JL, Monterrubio Berga M, Padrós Cruz E. Adhesivos autograbantes. ¿Grabar o no grabar? 2003;8(4):363–75.
34. Herrera Morante DR, Kose-Jr C, Villa Verde F, Stanislawczuk R, Reis A, Dourado Loguercio A. Clorhexidina como alternativa para maximizar la longevidad de restauraciones adhesivas. *Rev Estomatológica Hered.* 2010;20(2):78–84.
35. Breschi L, Maravic T, Comba A, Cunha SR, Loguercio AD, Reis A, et al.

Chlorhexidine preserves the hybrid layer in vitro after 10-years aging. *Dent Mater* [Internet]. 2020;36(5):672–80. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.03.009>

36. Carvalho AO, Bacelar-Sá R, Wodevotzky O, Bovi Ambrosano GM, Magne PC, Giannini M. Bond strength and micromorphology of resin-dentin interface of etch-and-rinse dentin bonding agents after 1-year of water storage. *Appl Adhes Sci*. 2016;4(1):1–8.
37. Mailart, Mariane; Polleto, Adriana; Bogado, Lorena; BÜhler A. Degradación de la interfaz adhesiva : ¿ Cuáles son las consecuencias para la longevidad de las restauraciones ? *Fac Odontol UNCuyo*. 2017;11(1):15–20.
38. Bravo C, Sampaio CS, Hirata R, Puppini-Rontani RM, Mayoral JR, Giner L. In-vitro Comparative Study of the use of 2% Chlorhexidine on Microtensile Bond Strength of Different Dentin Adhesives: A 6 months Evaluation. *Int J Morphol*. 2017;35(3):893–900.
39. Sandoval N, Bautz W, Gama-de-Souza L, Al E. Matrix Metalloproteinase 2: A Possible Role in Tooth Development and Eruption. *Odvotos Int J Dent Sci*. 2019;21(1):41–51.
40. Pereira Prado V, Asquino N, Apellaniz D, Al E. Metaloproteinasas de la matriz extracelular (mmps) en Odontología. *Odontoestomatologia*. 2016;18(28):20–9.
41. Mora Solera JR, Manzur Conte AJ, Ramírez Mora T, Silva-Herzog Flores D. Papel de las Metaloproteinasas de la Matriz en la Degradación del Tejido Pulpar: Una revisión literaria. *Rev Cient Odontológica*. 2005;1(1):20–6.
42. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res*.

2006;85(1):22–32.

43. Díaz Marmolejo MA. Nanopartículas de biovidrio y su incorporación en resinas para odontología restauradora. Universidad Nacional Autónoma de México; 2021.
44. Lorenzo F, Catalá M. Compuestos de amonio cuaternario: una apuesta segura en la lucha contra COVID-19. Betelgeux. 2020.
45. Gou Y ping, Meghil MM, Pucci CR, Breschi L, Pashley DH, Cutler CW, et al. Optimizing resin-dentin bond stability using a bioactive adhesive with concomitant antibacterial properties and anti-proteolytic activities. *Acta Biomater.* 2018;75:171–82.
46. Shin TP, Yao X, Huernergardt R WM, Y. W. Morphological and chemical characterization of bonding hydro_pobic adhesive to dentin using ethanol wet bonding technique. *Dent Mater.* 2009;25:1050–7.
47. Torres López M, Díaz Álvarez M, Acosta Morales A. La clorhexidina, bases estructurales y aplicaciones en la estomatología. *Gac Médica Espirituana Univ Ciencias Médicas Sancti Spiritus.* 2009;11(1).
48. Sajjan P, Laxminarayan N, Kar PP SM. Chlorhexidine as an Antimicrobial Agent in Dentistry – A Review. *Oral Health Dent Manag.* 2016;15(2):93–100.
49. Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res.* 2005;84(8):741–6.
50. Carvalho RM, Goes MF De, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH, Al. E. Chlorhexidine Preserves Dentin Bond in vitro. *J Dent Res.* 2007;86(1):90–4.
51. Loguercio AD, Hass V, Gutierrez MF, Luque-Martinez IV S, A SR, Et al.

Five-year effects of chlorhexidine on the in vitro durability of resin/dentin interfaces. *J Adhes Dent.* 2016;18:35–43.

52. Vargas Barreto A, Navarro Jiménez E, Alcocer Olaciregui A, Al. E. Caracterización de la capa híbrida en dentina intraradicular pretratada con hipoclorito de sodio al 5 , 25 % usando dos agentes cementantes con sistemas adhesivos de auto y grabado convencional. *CES Odont.* 2018;31(1):11–21.

Anexos.

Tabla. Abreviaciones y estructura molecular de los principales componentes usados en los adhesivos. Fuente: Cadenaro, Milena., *et al.* The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dental Materials*. 2019; 35:e1-e22.

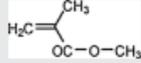
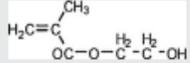
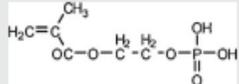
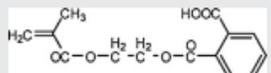
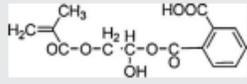
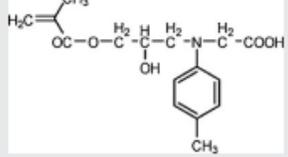
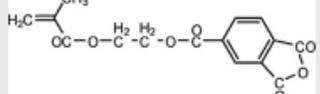
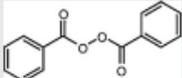
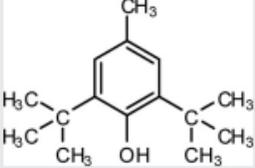
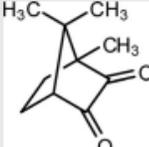
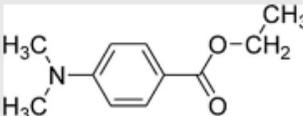
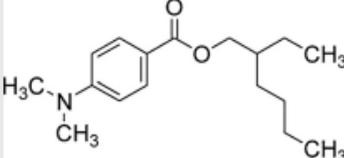
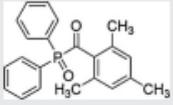
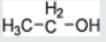
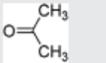
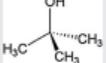
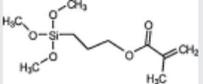
Monomers	Structural formula
MMA Methyl methacrylate	
HEMA 2-Hydroxyethyl methacrylate	
HEMA-phosphate	
2-Hydroxyethyl methacrylate phosphate MMEP Mono-2-methacryloyloxyethyl phthalate (sometimes also called PAMA: phthalic acid monomethacrylate)	
PAMM Mono(2-methacryloxy-1-hydroxy)ethyl phthalate NGT-GMA	
N-Tolyglycine glycidyl methacrylate or N-(2-hydroxy-3-((2-methyl-1-oxo-2-propenyl)oxy)propyl)-N-tolylglycine	
4-META	

Tabla. Continuación.

4-Methacryloyloxyethyl trimellitic anhydride 4-MET	
4-Methacryloyloxyethyl trimellitic acid GDMA	
Glycerol dimethacrylate GPDM	
Glycerolphosphoric acid dimethacrylate	
HDDMA 1,6-Hexanediol dimethacrylate	
MAC-10 11-Methacryloyloxy-1,1-undecane dicarboxylic acid	
10-MDP 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate	
MDPB: Methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide PEGDMA	
Polyethylene glycol dimethacrylate TEGDMA	
Triethylenglycol dimethacrylate TCB	
Butan-1,2,3,4-tetracarboxylic acid di-2-hydroxyethylmethacrylate ester	
UDMA Urethane dimethacrylate or 1,6- di(methacryloyloxyethylcarbamoyl)-3,3,5-trimethylhexane Bis-GMA	
2,2-Bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxypropoxy)phenyl] propane BPDM	
Biphenyl dimethacrylate or 4,4'-dimethacryloyloxyethyl oxycarbonyl biphenyl-3,3'-dicarboxylic acid PENTA	
Dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate	

Tabla. Continuación.

Initiators and inhibitors	Structural formula
<p>BPO</p> <p>Benzoylperoxide (redox initiator)</p>	
<p>BHT</p> <p>Butylhydroxytoluene or butylated hydroxytoluene or 2,6-di-(tert-butyl)-4-methylphenol (inhibitor)</p> <p>CQ</p>	 
<p>Camphorquinone or 1,7,7-trimethylbicyclo-[2.2.1]-hepta-2,3-dione (photo-initiator)</p> <p>EDMAB</p> <p>Ethyl 4-dimethylaminobenzoate (co-initiator)</p> <p>ODMAB</p>	
<p>2-(Ethylhexyl)-4-(dimethylamino) benzoate (co-initiator)</p> <p>TPO</p>	
<p>Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)-phosphine oxide (photo-initiator)</p>	
<p>Solvents</p> <p>H₂O</p> <p>Dihydrogen oxide or water</p>	<p>Structural formula</p> 

<p>EtOH</p> <p>Ethanol or ethyl hydroxide</p> <p>ACETONE (CH₃COCH₃)</p> <p>Acetone or dimethyl ketone or propanone</p>	 
<p>TBA</p> <p>Tert-butyl alcohol, tert-butanol</p>	
<p>Additives and silane coupling agents</p> <p>Coupling agent A174</p> <p>Methacryloxypropyltrimethoxysilane</p>	<p>Structural formula</p> 
<p>NaF</p> <p>Sodium fluoride</p>	