



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**IMPORTANCIA DE LOS ADHESIVOS DENTINARIOS
EN LAS RESTAURACIONES LIBRES DE METAL**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

ORLANDO RODRÍGUEZ CORNEJO

DIRECTOR: C.D. DANIEL ISAAC NAVA FLORES

MÉXICO D. F.

MAYO 2007



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.

A Dios por darme fuerza para seguir adelante por ayudarme y por estar conmigo en todo momento.

Agradezco a mis padres, Lilia Cornejo y Orlando Rodríguez por estar conmigo en todo momento, por el apoyo recibido durante mi carrera, la confianza brindada aun en los momentos difíciles y en especial por su cariño para el cual no existen palabras que expresen lo que ha significado en el transcurso de mis estudios. Por esto y mucho mas mi profundo agradecimiento.

A mis hermanos, Martha, América y Aarón por apoyarme y ayudarme en todo, por sus consejos y por ser un buen ejemplo.

A mis amigos y amigas, que me apoyaron con su amistad y compañía.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Odontología, por mi formación académica.

Dedico este trabajo al C.D. Daniel Isaac Nava Flores por haber aceptado dirigir mi tesina, por su apoyo y enseñanza en el transcurso del seminario, por ayudarme cuando lo necesite y por su tiempo. Gracias.

A la Mtra. María Luisa Cervantes Espinosa por guiarme en la realización de este trabajo por su tiempo, por el apoyo, por la enseñanza durante el seminario y el interés mostrado para concluir satisfactoriamente mis estudios.

A mi hermano Aarón por el apoyo en la traducción de los artículos, gracias por tu tiempo y tu ayuda.

Índice

Introducción

Capítulo 1. Estructura dental

Anatomía del diente

Esmalte

Dentina

Capítulo 2. Adhesión a estructuras dentales

Grabado ácido en esmalte y dentina

Bowen y el Bis-GMA 1962

Fenómenos de adhesión

Energía superficial

Humedecimiento

Ángulo de contacto

Evolución de las adhesivos dentinarios

Nakabayashi 1982 y la zona híbrida

Fenómeno de hibridación

Fuerzas de adhesión

Que es un Megapascal (MPa)

Proceso de adhesión

Capítulo 3. La estructura cristalina o cerámicas

Descripción estructural

Grabado ácido o micrograbado

Adhesión

Cementos a base de resina

Composición química

Propiedades

Manipulación

Aplicación en las restauraciones cerámicas

Conclusiones

Fuentes de información

INTRODUCCIÓN

La adhesión a la estructura dental es uno de los temas más estudiados en odontología, hoy podemos ampliar nuestras posibilidades del tratamiento, realizando restauraciones adhesivas directas o indirectas, uniendo materiales restauradores a piezas protéticas y también facilitando la protección tanto a dentina como a la pulpa.

Aunque la adhesión al esmalte con la utilización de la técnica de acondicionamiento ácido propuesta por Buonocore se haya mostrado un procedimiento bastante seguro y eficiente, la unión a la dentina todavía es un desafío, principalmente en los bordes de cavidades donde el esmalte está ausente.

Factores como fuerza de adhesión, la capacidad de la interfase adhesiva para contener la microfiltración marginal y durabilidad de esta adhesión, son muy importantes en el sentido de preservar la estructura dental remanente y su vitalidad, previniendo fracturas, recurrencia de caries, filtración e irritación pulpar.

Sin embargo, debido a la estructura peculiar del tejido del diente, la adhesión a este sustrato parece extremadamente más compleja que la simple retención micromecánica obtenida con el esmalte.

Para obtener un máximo de eficacia de los materiales adhesivos actualmente disponibles es de suma importancia tener el completo conocimiento de las características químicas y estructurales del sustrato con el cual va a interactuar, y del mecanismo adhesivo que utiliza. De esta manera el clínico

tendrá suficiente criterio para indicar y utilizar de forma adecuada los adhesivos dentinarios.

Actualmente aparecen los materiales para prótesis fija libres de metal llamados, cerómeros, polímeros o cerámicas, que son restauraciones estéticas, siendo una buena opción en la restauración dental interviniendo en el éxito de estos, los adhesivos que formaran la unión entre restauración y agente cementante así como la unión entre diente y cemento para la restauración.

CAPÍTULO 1.- ESTRUCTURA DENTAL

1.1 Anatomía del diente

Los órganos dentales son componentes de la cavidad oral, tienen gran importancia y son indispensables para el comienzo del proceso digestivo. Los dientes están incluidos y fijados en los procesos alveolares de los maxilares superior e inferior o mandíbula. ^{1,2}

El diente tiene una cavidad central, la cavidad pulpar cuya forma recuerda la del propio diente. Dentro de las raíces, esta cavidad es alargada y termina por un orificio denominado agujero apical, por el que pasan los vasos y nervios. Alrededor de las raíces hay una estructura fibrosa, el ligamento periodontal. ³

En los niños hay un total de 20 dientes deciduos o primarios o de leche, distribuidos de la siguiente manera en cada hemiarcada dentaria: un incisivo central, un incisivo lateral, un canino y dos molares. ^{1,2}

En un período de varios años, que suele comenzar más o menos a los 6 años y terminar alrededor de los 12 o 13 años, los dientes deciduos son reemplazados gradualmente por 32 dientes permanentes o secundarios que se distribuyen de la siguiente manera en cada hemiarcada: un incisivo central, un incisivo lateral, dos premolares, y tres molares incluyendo el tercer molar. ²

Los dientes están compuestos por varias capas tejidos especializados:

- Esmalte
- Cemento
- Dentina

1.1.1 Esmalte

El esmalte es un tejido mineralizado acelular que cubre la corona del diente. Una vez formado ya no se puede reemplazar. El esmalte es un tejido singular porque a diferencia del hueso, que se forma a partir de un tejido conjuntivo, consiste en un material mineralizado que deriva de un epitelio calcificado.^{2,3}

La parte del esmalte expuesta y visible fuera de la encía corresponde a la corona clínica del diente, mientras que la corona anatómica es toda la parte del diente cubierta por esmalte una pequeña porción se encuentra oculta bajo la línea gingival, la superficie del esmalte raramente es lisa y uniforme; presentan ranuras, depresiones e irregularidades asociadas con su formación que se revelan al examinarse con microscopio.^{2,4}

El espesor del esmalte varía en diferentes partes de la corona y puede alcanzar un máximo de 2.5 mm., en las cúspides de algunos dientes. La capa de esmalte termina en el cuello o región cervical del diente, al la altura del límite entre cemento y esmalte, así la raíz dentaria está cubierta por el cemento, un material similar al hueso. La dentina se halla debajo del esmalte y del cemento.²

El esmalte es producido por los ameloblastos, está constituido por estructuras alargadas hexagonales llamadas, prismas del esmalte (fig. 1 y fig. 2)⁴.

Estos son calcificados como también el material cementante que los une. ³



(Fig. 1) Cristales orientados en los prismas del esmalte ⁴

El esmalte, que es un tejido muy mineralizado y que contiene solamente un 3% de materia orgánica y agua, y un 97% de sales de calcio. ^{3,5}



(Fig. 2) Prismas de esmalte expuestos en varios planos en razón de la dirección en la cual se disponen dentro del esmalte ⁴

1.1.2 Dentina

La dentina es una mezcla biológica con aproximadamente un 20% de matriz orgánica (fibras de colágena tipo I y glucoproteinas), un 10% de agua y un 70% de sustancias inorgánicas (cristales de hidroxapatita).^{3,6}

La matriz orgánica de la dentina es sintetizada por células semejantes a osteoblastos, que reciben el nombre de odontoblastos y revisten la superficie la superficie interna de la dentina, separándola de la pulpa dentaria.³

Micromorfológicamente ésta posee diversos túbulos que mantienen la comunicación con el tejido pulpar, siendo rellenados parcialmente por la prolongación citoplasmática de los odontoblastos. Debido a la presión pulpar, estimada en aproximadamente 10 mmHg estos túbulos están constantemente llenos de fluido originado en la pulpa, generando, de esta manera, un flujo lento pero continuo.⁵

De esta forma, la humedad es un factor constante en la dentina. Los túbulos de la dentina son cónicos-alargados van aumentando de tamaño conforme se acercan a la pulpa y son mas delgados en dirección al esmalte. El número y el diámetro de los túbulos varían según la proximidad con la pulpa, su localización en el diente y la edad del paciente.⁵

Garberoglio y Brannstrom observaron que, en promedio la dentina superficial presenta un número de 20.000 túbulos/mm² con aproximadamente 0.9 micrómetros de diámetro; la dentina media 29.000 túbulos/mm², con cerca de 1.2 micrómetros de diámetro, y la dentina profunda 45.000 túbulos/mm² con 2.5 micrómetros de diámetro.⁵

Alrededor de cada túbulo esta la dentina peritubular, que es extremadamente mineral, localizada entre los túbulos se encuentra la dentina intertubular. Ésta está esencialmente constituida de fibras colágenas envueltas por cristales de apatita. La dentina es sensible a diversos estímulos, como calor, frío, ácido y traumatismos.⁵

CAPÍTULO 2. ADHESIÓN A ESTRUCTURAS DENTALES

2.1 Grabado ácido en esmalte y dentina

En 1979, Fusayama y sus colaboradores publicaron un estudio en el cual constataron que la utilización de un acondicionamiento con ácido fosfórico al 40%, por 30 segundos en el esmalte y en la dentina simultáneamente, aumentaba significativamente la fuerza de adhesión.⁵

Fueron los primeros autores en indicar la utilización clínica rutinaria del acondicionamiento ácido de la dentina, argumentando en su artículo que las reacciones pulpares observadas por otros autores durante la aplicación del ácido en la dentina ocurrían a causa de las consecuencias del inadecuado sellado marginal proporcionado por los materiales restauradores de la época.⁵

Desarrollaron la hipótesis de que los efectos favorables del acondicionamiento ácido de la dentina ocurrían por el entrelazamiento mecánico de las irregularidades de superficie, formación de los tags y la adhesión química a la superficie. Burke recuerda que en esa época prevalecía fuertemente la teoría de la acción destructiva del ácido sobre la pulpa, motivo por el cual este procedimiento tardó mucho en ser ampliamente comprendido.⁵

El grabado lleva a cabo una serie de cambios en el esmalte:

Desmineralización superficial y profunda de hasta 30 micrones por ataque del ácido al a hidroxiapatita, formación de fosfatos de calcio. (fig. 3)⁴. Los cuales al ser removidos dejan una superficie microporosa que servirá de anclaje micromecánico al adhesivo.⁵



(Fig. 3)Acondicionamiento ácido del esmalte ⁴

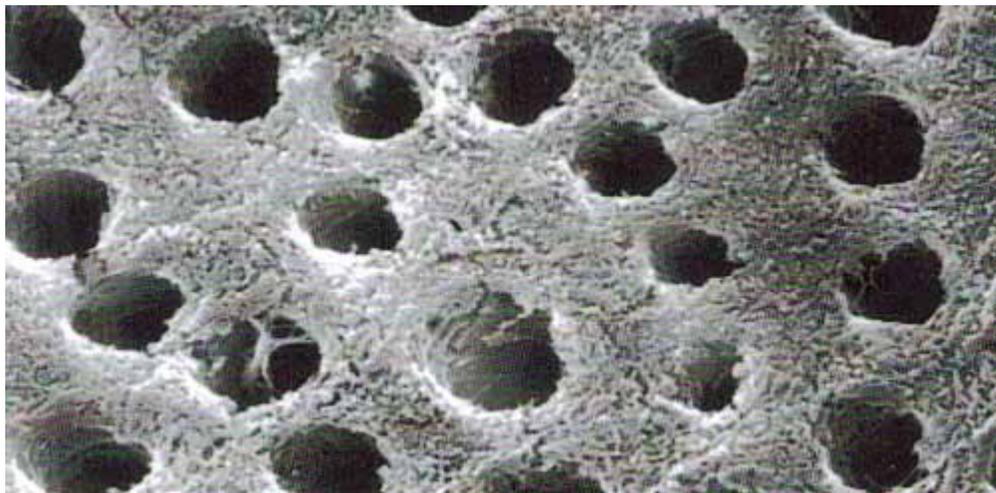
Acondicionar la dentina es, remover el barro dentinario o smear layer y desmineralizar superficialmente la dentina intertubular, de forma de exponer la malla colágena, para que el adhesivo pueda interactuar con ella.^{6,7}

Dos factores son importantes: El primero es que sea preservada la integridad estructural de las fibras colágenas, sin desnaturalización, manteniendo la porosidad de los espacios interfibrilares. El segundo es que la profundidad de desmineralización sea la menor posible.^{6,7}

Nakabayashi considero que una desmineralización de solamente 1 a 2 milimicras en la dentina es suficiente para una adecuada resistencia

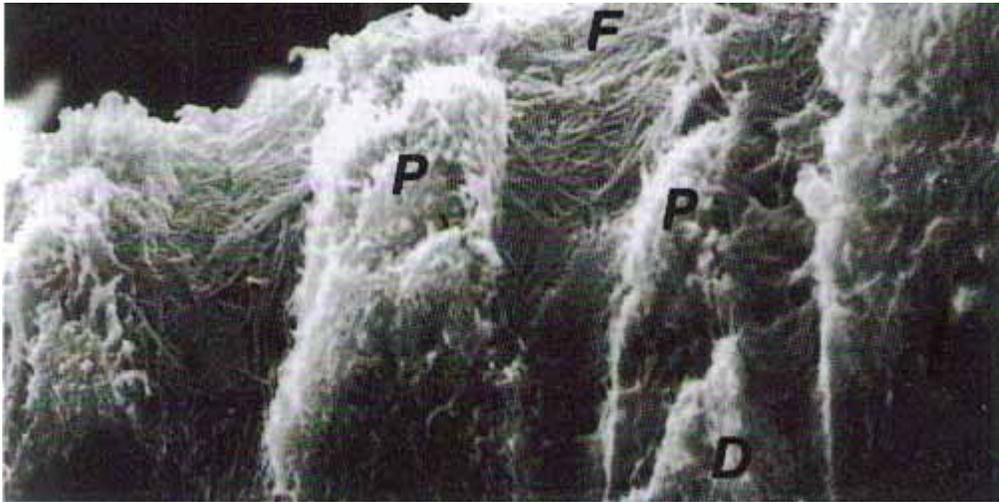
adhesiva, pues permite fácilmente la penetración completa de los monómeros.⁵

La aplicación de ácido fosfórico en dentina, va a producir una desmineralización parcial de la fase mineralizada (fig. 4)⁴. Al salir los iones calcio con el lavado tendremos un substrato de malla colágena expuesta.⁸



(Fig. 4) Acondicionamiento ácido de la dentina remueve la capa de barro dentinario y abre los canalículos, dejando una zona externa rica en fibras⁴

Se sabe que la profundidad de la desmineralización está directamente relacionada con las características del ácido utilizado, como su pH, Pka, concentración, viscosidad y el tiempo que permanece reaccionando con el sustrato (fig. 5)⁴. Aunque anteriormente se utilizaron otros ácidos muy suaves y en bajas concentraciones no se observaron resultados tan buenos como aquellos obtenidos con el ácido fosfórico a 37%.⁵



(fig. 5) Corte de la dentina acondicionada mostrando la zona desmineralizada y la dentina inalterada⁴

Se sabe que un prolongado tiempo de acondicionamiento ácido aumenta el grosor de la capa híbrida y disminuye la fuerza de unión. La prolongación en el tiempo del acondicionamiento ácido causa una desmineralización más profunda en ambas matrices dentinarias, intertubular y peritubular resultando en la formación de zonas densas de dentina desmineralizada.⁹

Varios estudios han demostrado que la parte superior de la red de colágeno dentinal expuesto es relativamente no porosa (si se seca con mas de 15 libras de presión que fácilmente la supera el chorro de aire que arroja la jeringa triple se puede colapsar esta red), dando como resultado el colapso de la red de colágeno, que es causada por el breve secado con aire sobre la dentina. El colapso de la superficie de la dentina desmineralizada sin embargo permite la impregnación de una cantidad pequeña de resina adhesiva.⁹

Diversas investigaciones llegaron a la conclusión de que reduciendo el tiempo de aplicación del ácido fosfórico de los 60 segundos inicialmente

propuestos para 30 y después 15 segundos, se podía obtener simultáneamente un buen acondicionamiento del esmalte y la dentina.⁵

Por lo tanto es de suma importancia evitar el sobrecondicionamiento de la dentina, así como el subacondicionamiento del esmalte.⁵

La forma de los ácidos en geles coloridos es la preferida para la aplicación debido a la facilidad de observaciones del efectivo contacto del producto con la estructura dental, confinando también sus efectos al área deseada.⁵

Diversos tipos de espesantes son utilizados para permitir el estado de gel, el más común es la sílica. Este producto fue muy criticado ya que no es completamente removido de la superficie después del lavado, por lo que se supone podría interferir en el proceso de adhesión. Estudios recientes, utilizando microscopía electrónica de barrido de alta resolución, constataron que las partículas de sílica no obstruían las porosidades de la red colágena, y que por lo tanto, no eran capaces de perjudicar la adhesión, sin embargo fueron desarrollados espesantes a base de polímeros hidrosolubles, que no dejan ninguna deposición residual después del lavado.⁵

Otra novedad en esta área es la inclusión de sustancias antimicrobianas en la composición del acondicionador, como el clorato de benzalconio, la clorhexidina al 2% o el clorato de cetilpiridíneo a 3%.⁵

Los efectos inmediatos del ácido fosfórico en concentración del 37% sobre dentina son:

Desmineralización con exposición de la malla colágena.

Micro y macroporosidad. Creación de grietas en la dentina intertubular.

Ampliación de la luz tubular.

Aumento de la permeabilidad dentinal.⁸

Ante la alta permeabilidad ocasionada por el grabado ácido, los sistemas adhesivos penetrarán con gran facilidad a lo largo del túbulo dentinal, llegando a la capa odontoblástica.⁸

2.2 Bowen y el Bis-GMA 1962

Uno de los mayores avances en la odontología fue el realizado por el Dr. Rafael L. Bowen, quien desarrolló en los años sesenta una molécula orgánica polimérica que tiene pocos cambios dimensionales llamada bisfenol A glicidil dimetacrilato (BIS-GMA) La cual utilizó como material restaurador.¹⁰

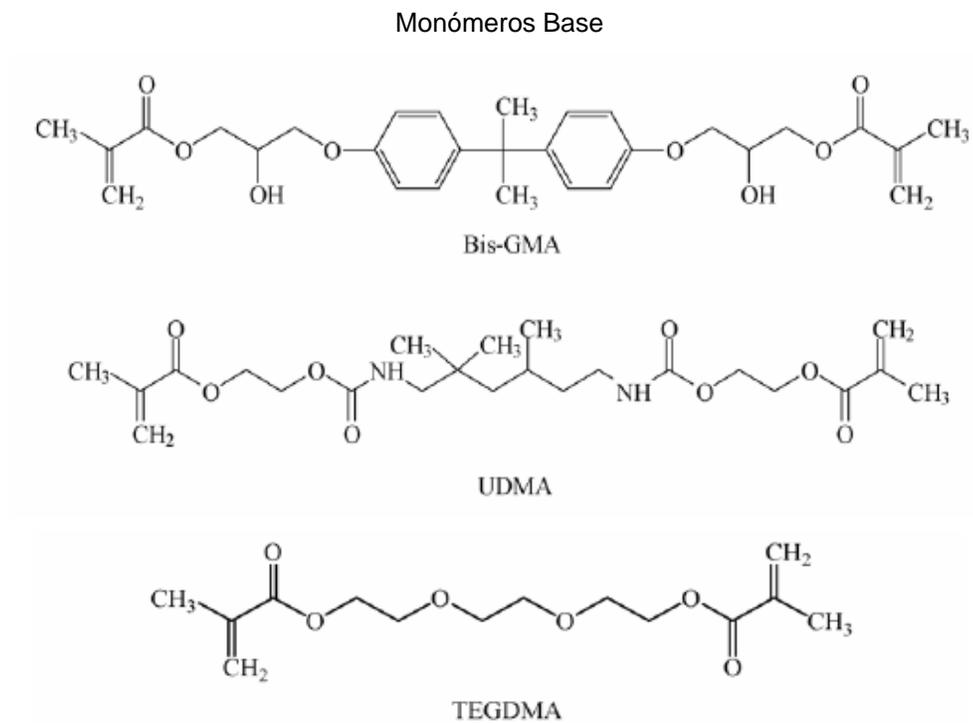
El Bis-GMA puede ser descrita como éster aromático de un dimetacrilato, sintetizada a partir de una resina epóxica (etilenglicol de bis-fenol) y metil metacrilato.^{11,12}

Esta se forma debido a que la molécula epóxica tiene grupos terminales característicos, que son reemplazados por moléculas dimetacrilato para facilitar la polimerización.¹³

La resina epóxica tiene buenas propiedades adhesivas y endurece con mínima contracción, pero debido a no utilizarse sola como material de obturación por su deficiente adhesión a la estructura dentaria después del contacto prolongado con el agua, y por la dificultad de obtener una adecuada reacción de polimerización, por eso es que se le agrega el glicidil metacrilato.¹³

El metacrilato de metilo es un monómero a partir del cual se realiza la polimerización. Este puede polimerizar sólo con una contracción del 21%.⁸

Debido a que el Bis-GMA tiene una estructura rígida (dos anillos) y dos grupos OH, la molécula pura es extremadamente viscosa (fig. 6)¹². Para reducir la viscosidad, se agrega un dimetacrilato, como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA).¹⁴



(Fig. 6) Estructura de las resinas bis-GMA y UDMA, se utilizan como base, en tanto que TEGDMA se utiliza como diluyente para reducir la viscosidad de la resina base¹²

Es esencial el uso de monómeros diluyentes para alcanzar elevado nivel de relleno y producir una pasta de consistencia clínicamente manejable. Desafortunadamente, la adición de TEGDMA y otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumenta la contracción de polimerización.^{11,12}

Desde su aparición hasta la fecha ha sufrido muchos cambios en su formulación, todos ellos encaminados a darnos productos con mejores propiedades físicas, sobre todo en lo que se refiere a reducir el cambio

volumétrico, que es actualmente el fenómeno más sensible de este tipo de material.¹⁰

2.3 Fenómenos de adhesión

Cuando dos sustancias entran en íntimo contacto, las moléculas de una de ellas se adhieren o son atraídas por las moléculas de la otra. Esta fuerza se llama adhesión cuando diferentes moléculas son atraídas, y cohesión cuando son atraídas moléculas de igual tipo. El material o película al que se aplica se llama adherente. En sentido amplio, adhesión es la atracción molecular que puede haber entre el adhesivo y el adherente.¹¹

Para que la adhesión ocurra, es esencial, en primer lugar, que el adhesivo se ponga en estrecho contacto con el substrato mediante un buen mojado de este substrato por el adhesivo. La adhesión depende de una serie de principios generales que constituyen su fundamento.¹³

2.3.1 Energía superficial

Se debe considerar la energía superficial de las estructuras dentarias y la tensión superficial del adhesivo para humectar esas superficies.¹³

El incremento de energía por unidad de superficie se llama energía de superficie o tensión superficial para líquidos. Los átomos de la superficie de un sólido tienden a formar enlaces con otros átomos que se encuentran cerca de la superficie y reducen la energía de superficie del sólido ya que la energía en la superficie de un sólido es mayor que la de su interior. Así que a mayor energía de superficie, mayor capacidad de adhesión.^{11,13}

2.3.2 Humedecimiento

Este término se usa para describir la habilidad de humectar un material. La extensión del mojado o eficiencia del adhesivo depende de su viscosidad, de las formas irregulares de la superficie del adherente y del ángulo de contacto que el adhesivo forma con el adherente. Por lo tanto, la formación de una unión adhesiva fuerte requiere un buen humedecimiento.¹³

2.3.3 Ángulo de contacto

En la adhesión química el adhesivo debe humectar o mojar la superficie, de manera que se establezca un contacto estrecho entre ambos. Esa capacidad del adhesivo para mojar la superficie se conoce como “ángulo de contacto” y sirve para evaluar la humectancia. Mientras más pequeño es el ángulo de contacto, mayor es la humectancia y, si el ángulo es muy grande, la humectancia será deficiente y, en consecuencia, la adherencia será deficiente.¹³

Por lo tanto, cuanto menor sea el ángulo de contacto entre un adhesivo y un adherente, mayor será la capacidad de adhesión para llenar las irregularidades en la superficie del adherente. Así mismo, la fluidez del adhesivo influye en el grado al cual deban llenarse estos vacíos o irregularidades.¹¹

2.4 Evolución de los adhesivos dentinarios

El Dr. Oscar Hagger, químico suizo desarrolló el ácido glicerofosfórico dimetacrilato el cual fue estudiado como adhesivo de la dentina, investigadores como Kramer y Malean examinaron la dentina adherida por microscopía óptica y observaron que la subsuperficie adquirió una coloración por la hematoxilina, esa reacción no usual indicaba que la resina había cambiado la dentina, haciendo suponer una unión química con ésta. Sin embargo debido a la naturaleza hidrofóbica del adhesivo, la hidrólisis no permitía la manutención duradera de la junta adhesiva, cuyos valores de resistencia adherente eran pobres.^{5,15}

En esa época también fueron probados monómeros como los NPG-GMA (N-fenil-glicidil metacrilato), cianoacrilatos y poliuretanos, sin todavía alcanzar resultados satisfactorios (tabla1)¹³. Estos materiales constituyen la primera generación de adhesivos dentinarios, que eliminan la smear layer o barrillo dentinario aunque no en su totalidad dando resultados desfavorables.^{5,15}

Los sistemas adhesivos de segunda generación fueron indicados para aplicación directamente sobre la smear layer. Se trataba de materiales que contenían éster fosfato y poliuretanos asociados a los monómeros ya conocidos como el bis-GMA, UDMA (uretanos dimetacrilato) y HEMA (2-Hidroxietil metacrilato), todavía dentro de la filosofía de la conexión química entre el adhesivo y la dentina.⁵

Los agentes de tercera generación tenían en común la actuación, en mayor o menor grado, sobre la smear layer o barrillo dentinario para que fuera facilitada la penetración de monómeros resinosos bifuncionales. Además de esto, buscaban una unión de naturaleza química a los componentes de la hidroxiapatita o del colágeno. Introdujeron los primers hidrofílicos o

Tabla 1. Evolución de los adhesivos dentinarios ¹³

Generación	Años	Unión propuesta	Productos	Resistencia MPa
Primera	1980	Unión química de: NPG-GMA el calcio Cianoacrilatos al colágeno	Cervident (SS. White) Creation Bond (Dent-Mat)	2-3
Segunda	1980 - 87	Unión química de: Ésteres clorofosforosos al calcio Isocianatos al colágeno	Scotchbond (3M) Universal Bond(Caulk) Dentin Bonding Agent (JyJ) Dentin Adhesit(Iv)	5-13
Tercera	1986 -9	Múltiples pasos, tratamientos ácido de la dentina y unión química, usando NPG-PMDM 4-META HEMA	All-Bond (Bisco) CyB Meta-Bond (Parkell) Clearfil Bond (J. Morita) Gluma (Bayer) Mirage Bond (Chameleon) Scotchbond 2(3M)	3-18
Cuarta	1991 -97	Tratamiento ácido de la dentina remueve la capa de desechos, desmineraliza la superficie. El imprimador penetra y aumenta el mojado de la capa de colágeno remanente creando microporosidades del esmalte	Foto curado: Optibond FL (Sybron/Kerr) Prime and Bond (Caulk) Scotchbond Multipurpose (3M) Syntac (Ivoclar/Vivadent) Todo proposito: All Bond 2(Bisco) Optibond (Sybrond/Kerr)	14-27
Quinta	1998 -99	Un solo componente, unión húmeda, no se mezcla, no hay sensibilidad	Syntac Single Component (Vivadent) Bond1(jeneric/pentron) One STEP (Bisco) OptiBond Solo (Kerr)	
Sexta	2000 -01	Dos componentes, no se hace grabado ácido y se usa un imprimador ácido agua como solvente	ClearfilmSE Bond (Kuraray America) Prompt L-Pop (ESPE America)	

promotores de adhesión que eran aplicados previamente al componente adhesivo, procurando preparar la dentina. La adhesión consistía en remover, sustituir o cambiar la smear layer. ⁵

Los adhesivos de cuarta generación se caracterizan por la unión mecánica del adhesivo con las fibras de colágeno de la dentina y la penetración del adhesivo de resina en los túbulos dentinarios sellándolos completamente,

esto se lograba con el acondicionamiento total de la dentina propuesto por Fusuyama en 1979, formando así la capa híbrida y los tags de resina propuesto por Nakabayashi y sus colaboradores en 1982.⁵

Utilizando también el principio de acondicionamiento total, fueron comercializados los agentes adhesivos de frasco único o monocomponentes (fig. 7)⁵. En estos los componentes primer y bonding de los sistemas anteriores hacen parte de una única solución.⁵



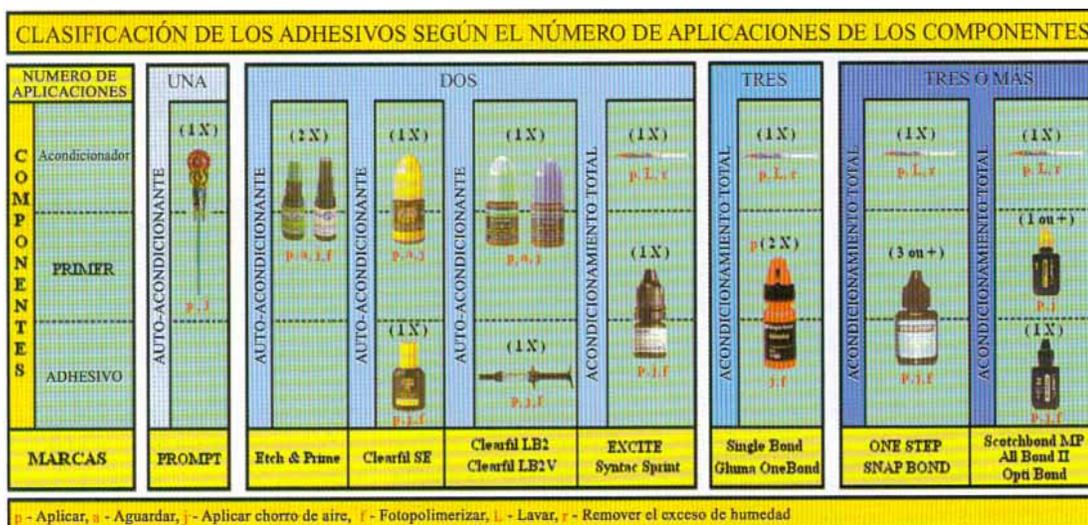
(Fig. 7) Sistemas adhesivos monocomponentes⁵

Mantienen un balance en las concentraciones de los monómeros hidrofílicos para ejercer al mismo tiempo las dos funciones. Inicialmente son materiales extremadamente fluidos, lo que proporciona la formación, de la capa híbrida, y después de la evaporación del solvente se quedan más espesos, uniéndose a la resina compuesta, los solventes mas utilizados en estos materiales son la acetona y el etanol, pero algunos tienen como solvente el agua y otros dicen no tener solventes.⁵

Además de los sistemas de frasco único, otra novedad es el concepto de primer autoacondicionante, en el cual la desmineralización de la dentina se hace simultáneamente a la infiltración de los monómeros adhesivos. El acondicionador y el primer forman parte de la misma solución. Estos materiales disminuyen la posibilidad de errores durante los procedimientos y el secado excesivo de la dentina. Al ser aplicados sobre la smear layer, la disuelven y realizan una descalcificación de aproximadamente 0.5 a 1 micrómetros en la dentina subyacente depositando simultáneamente los monómeros resinosos y formando una fina capa híbrida.^{5,15,16}

Recientemente todos estos componentes fueron introducidos en uno solo siendo estos, acondicionador, primer, y bonding, en una sola aplicación en un simple paso. A veces estos sistemas se proporcionan como 2 componentes separados para mantener adecuada su vida propia. Los componentes son mezclados juntos inmediatamente antes de su aplicación y la mezcla de componentes de resinas hidrofílicas e hidrofóbicas se aplican al diente. Los adhesivos de un solo paso representan una contribución importante a la demanda para la unión perfecta (fig. 8)⁵. Los adhesivos se aplican en la superficie, el solvente se evapora por una suave corriente de aire antes de la polimerización.⁷

Estos sistemas requieren de menos técnica que los que requieren un ácido de pregrabado seguido por un enjuague, con esto el riesgo de colapso del colágeno de dentina es evitado, porque la dentina es desmineralizada al mismo tiempo que la resina penetra.^{7,15,16}



(Fig. 8) Clasificación de los adhesivos según el número de aplicaciones. En la columna de la izquierda se observa una división en relación con los componentes fundamentales de los sistemas adhesivos. La línea punteada divide cada componente. Algunos materiales ejercen al mismo tiempo la función de 2 componentes. Cuanto menor sea el número de aplicaciones necesarias, más simple es la técnica adhesiva.⁵

2.4.1 Nakabayashi 1982 y la zona híbrida

En 1982, Nakabayashi y sus colaboradores anunciaron un nuevo mecanismo de adhesión. Acondicionaron la superficie de la dentina con ácido cítrico al 10% y al 3% de clorato de hierro durante 30 segundos, lavándola con agua. Este procedimiento removió la smear layer y los smear plugs, dejando expuesta la red de fibras colágenas de la dentina intertubular.⁵

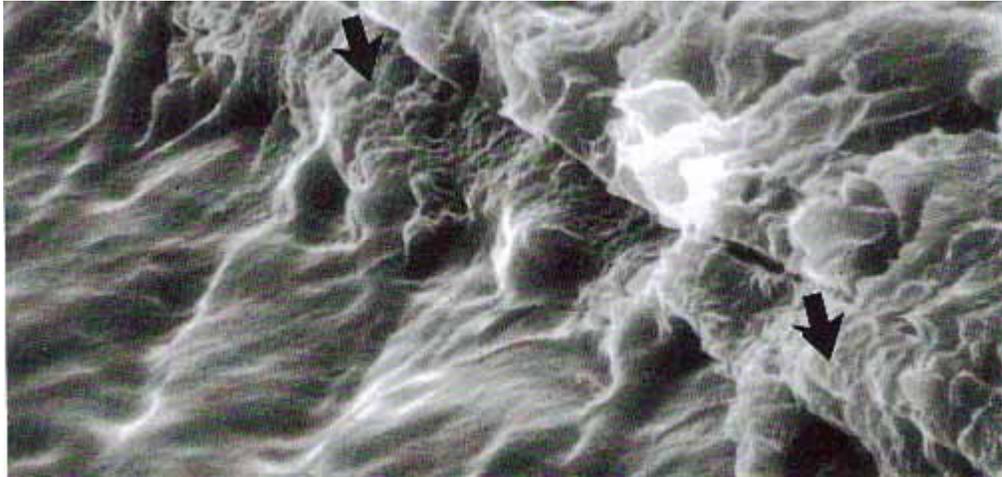
Los túbulos tuvieron sus embocaduras alargadas por la disolución más intensa de la dentina peritubular, que es más mineralizada. Lo siguiente fue aplicar un primer a base del monómero hidrofílico 4-META-MMA/TBB-O, que tenía como solvente la acetona. Estos monómeros penetraron por los espacios nanométricos, por entre las fibras colágenas y en el interior de los túbulos dentinarios.⁵

La próxima fase fue la aplicación del adhesivo a base de resinas hidrofóbicas, recibiendo la fotopolimerización. Fue observado, de esa manera, la formación de una capa híbrida de resina y colágeno dentinario, que fue denominada capa híbrida.⁵

La formación de una capa híbrida (fig. 9)⁴ por la impregnación de los ingredientes de la resina dentro de la red de colágeno expuesto por el acondicionamiento ácido de la dentina, crea una adecuada unión entre la resina y la dentina.⁹

2.4.2 Fenómeno de hibridación

La aplicación de ácido fosfórico en dentina, va a producir una desmineralización parcial de la fase mineralizada. Al salir los iones calcio con el lavado tendremos un sustrato de malla colágena expuesta. De acuerdo con Nakabayashi, el colágeno es un polímero biológico de aminoácidos, recubiertos con proteínas no colágenas y proteoglicanos muy hidratados. En otras palabras un sustrato con muy poca posibilidad de reacción adhesiva. La malla colágena expuesta, sin soporte, estará suspendida por la humedad relativa presente después del lavado. Es recomendable no secar este sustrato, pues se ocasionará el colapso de dicha malla, además de la intensa reacción irritante por la deshidratación dentinal. Diversos estudios han demostrado que eliminando el exceso de humedad con esponjas estériles absorbentes se evita secar la dentina en exceso y dejando el sustrato húmedo, permitiendo que el adhesivo con características hidrofílicas penetre en la malla. La integración e interdifusión de estos adhesivos dentro de la malla colágena, en la dentina intertubular y con proyecciones intratubulares, llamados tags, es lo que se ha denominado hibridación dentinal.⁸



(Fig. 9) Infiltración de resina en la red de colágena y túbulos dentinarios formando la capa híbrida ⁴

2.5 Fuerzas de adhesión

Las fuerzas físicas de adhesión como, las fuerzas de van der Waals, unión hidrógeno, influyen en el fenómeno de adhesión aumentando la resistencia de unión de los adhesivos. ¹³

Las fuerzas químicas de adhesión con el tejido duro del diente son:

Iónica: atracción electrostática entre iones opuestos cargados.

Covalente: uniones formadas por compartimientos de electrones más comúnmente encontrados en compuestos orgánicos. Las uniones iónicas y covalentes dan una mayor resistencia de unión que las fuerzas físicas de adhesión. ¹³

El enlace mecánico puede implicar otros mecanismos, como la penetración del adhesivo en irregularidades microscópicas o submicroscópicas por ejemplo en poros o surcos, en la superficie del sustrato. ¹¹

2.5.1 Que es un megapascal (MPa)

La resistencia adhesiva a la tracción a dentina es uno de los valores que se utilizan para evaluar la capacidad del adhesivo dentinario de establecer una adhesión fiable entre el composite restaurador y la superficie del diente. La resistencia adhesiva a la tracción se mide en MPa igual a aproximadamente la fuerza que 10 kilogramos ejerce sobre una superficie de 1 cm². Desde el punto de vista clínico, es deseable una alta resistencia a la tracción.¹⁷

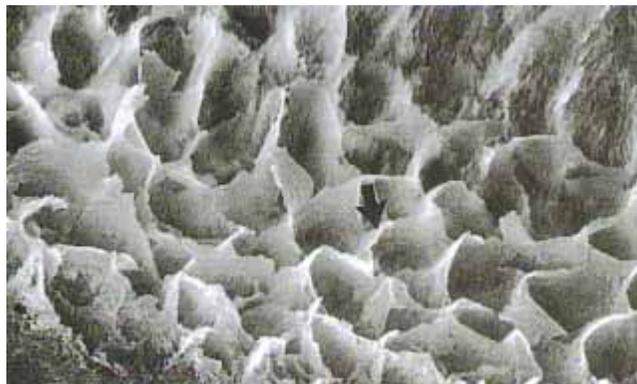
2.6 Proceso de adhesión

Esmalte: El proceso de adhesión en el esmalte se lleva a cabo grabando la superficie con ácidos fuertes como el ácido fosfórico (H₃PO₄). La superficie del esmalte puede llegar a ponerse áspera exponiendo los prismas del esmalte por la disolución del componente inorgánico (sales de calcio), las microporosidades creadas en el tejido son ocupadas por la resina, la cual también encapsula los cristales remanentes (fig. 10) ofreciendo protección contra la disolución.⁴



(Fig. 10) La resina forma una estrecha relación con los cristales del esmalte y ocupa los espacios entre ellos⁴

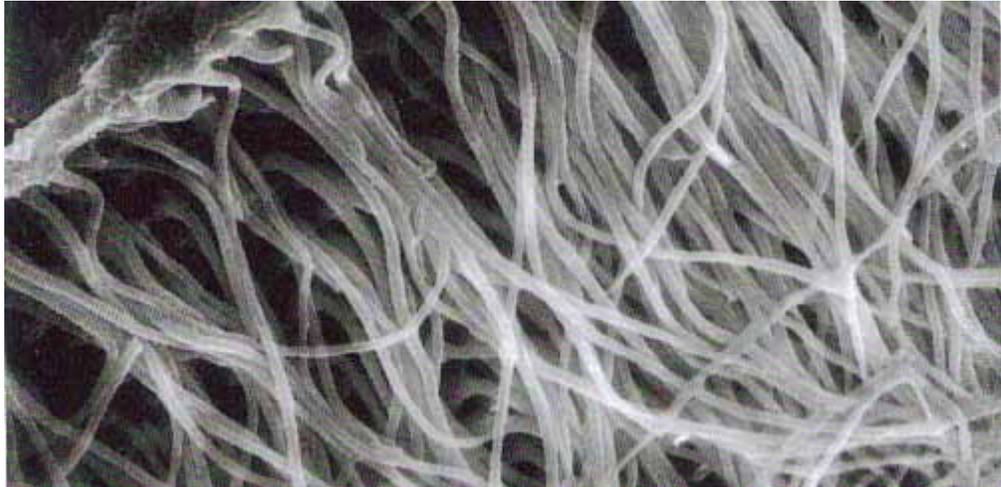
Después de la polimerización, la resina forma un composite con el esmalte que sirve a dos funciones importantes, sella y protege el esmalte externo con el cual está en contacto, y la retención macromecánica de la resina actúa como un importante mecanismo para retener la resina existente encima del esmalte. La porción de resina que ocupa las porosidades es llamada “tags” de resina (fig. 11)⁴ o prolongaciones de resina ^{4,6}



(Fig, 11)Prolongaciones de la resina (tags) evidenciadas por la disolución del esmalte ⁴

Dentina: Este mecanismo se basa en el entrelazado micromecánico del adhesivo con el colágeno dentinario “red de fibras de colágena” y túbulos, no habiendo sido comprobado ningún tipo de conexión química. ⁵

Los monómeros que penetran en los túbulos formaron las estructuras conocidas como tags de resina (fig.12)⁴. Sellando completamente la dentina.⁵

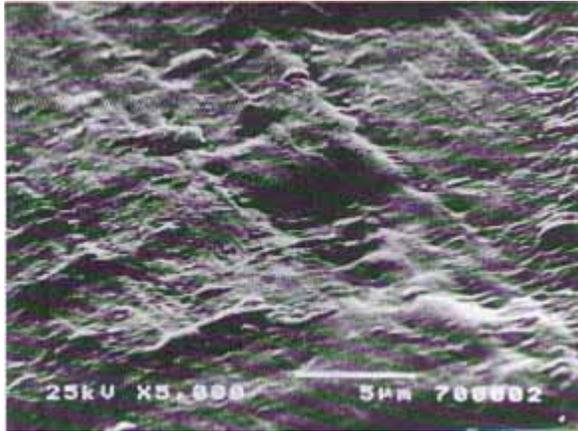


(Fig. 12) Prolongaciones de resina (tags) infiltrando en los túbulos dentinarios ⁴

Una incompleta impregnación de resina en la red de colágeno resulta en la presencia de una zona de dentina desmineralizada expuesta dentro de la capa híbrida, estas zonas de dentina expuesta desmineralizada causan una reducción en la fuerza de unión. ⁹

Siempre que se manipula el esmalte y/o la dentina, se crea sobre la superficie una capa de corte, denominada smear layer (fig. 13) o barro de la dentina. ⁵

Este fenómeno fue inicialmente descrito por Boyde y sus colaboradores, en 1963, y resulta en la obstrucción de la luz de los túbulos de la dentina. Los materiales forzados para el interior de los túbulos constituyen los smear plugs esto puede interferir en el proceso de adhesión si no es eliminada. ⁵



(Fig. 13) Superficie de la dentina recubierta por la smear layer (barro dentinario) ⁵

CAPÍTULO 3. LA ESTRUCTURA CRISTALINA O CERÁMICA

Las porcelanas fueron probablemente, uno de los primeros materiales que el hombre fabricó artificialmente. La palabra Keramos significa alfarería o “materia cocida”. Históricamente se desarrollaron tres tipos de materiales cerámicos: el barro quemado a bajas temperaturas, extremadamente poroso; la piedra molida y quemada a temperaturas más resistente e impermeable al agua; y la porcelana, obtenida por la fusión de la arcilla blanca de China con la “Piedra de Javre”, que permite producir piezas de 2 a 3 mm de espesor, de paredes translúcidas y resistentes.⁵

La porcelana odontológica convencional es una cerámica vitrificada, que tiene como principales componentes químicos, minerales cristalinos, tales como feldespato, cuarzo, alúmina (óxido de aluminio) y a veces caolín en una matriz vitrificada. Cada producto varía según el tipo característico de cada porcelana (alta, media y baja fusión).⁵

3.1 Descripción estructural

La cerámica dental, como reemplazo de las estructuras dentarias, es uno de los materiales más estéticos, tiene una gran estabilidad de color por su insolubilidad en los líquidos bucales. Estos materiales no tiene un punto de fusión definido, porque los vidrios no lo tienen; esto vidrios fluyen por encima de la temperatura de transición vítrea, son materiales frágiles, pero tienen una elevada resistencia a la compresión, esta oscila entre los 3.567 kg/cm.

Composición de una porcelana dental ¹³

Material	Porcentaje
Sílice.....	63
Alúmina.....	17
Óxido de boro.....	7
Potasa (K ₂ O).....	7
Sosa (Na ₂ O).....	4
Otros óxidos.....	2

De acuerdo a su composición las cerámicas se clasifican en:

Feldespáticas: Su estructura vitrificada se compone básicamente de dos minerales: el feldespato y el cuarzo. El feldespato se funde con óxidos metálicos y forma la fase vitrificada de la porcelana, mientras que el cuarzo forma su fase cristalina. ⁵

El feldespato es un ingrediente primario, responsable por la formación de la matriz vítrea. Como el feldespato no existe en la naturaleza en su forma pura, se utiliza su forma asociada al aluminio silicato de potasio (K₂O-Al₂O₃-6SiO₂; feldespato de potasio) o de aluminio silicato de sodio (Na₂O-Al₂O₃-6SiO₃; feldespato de sodio) o ambos. El feldespato de potasio aumenta la viscosidad y el control de manipulación de las porcelanas y sus cualidades de translucidez, y funde el potasio con el caolín y el cuarzo a una temperatura entre 1.250° C y 1.500° C, transformándolos en vidrio. ⁵

El feldespato de sodio disminuye la temperatura de fusión de la porcelana, los modificadores vítreos, los pigmentos y los opacificantes se añaden para controlar la temperatura de fusión, el cuarzo tiene alto punto de fusión y sirve de estructura sobre la que otros ingredientes pueden acoplarse, aumentando

la resistencia de la porcelana. La alúmina aumenta la dureza y disminuye el coeficiente de expansión térmica de la porcelana. El caolín mejora el moldeamiento de la porcelana, facilitando la escultura.⁵

Aluminicas: Desarrollada en 1965 (Mc Lean y Hughes) con 40 a 50% de alúmina (óxido de aluminio). Esta cerámica se usa para construir el cuerpo de la corona que luego se recubrirá con una capa de porcelana translúcida. Su resistencia a la flexión es de aproximadamente 131 MPa (19.000 lbs/pulg²) el doble de la porcelana feldespática, siendo esta la resistencia a la flexión requerida para una porcelana del sector anterior. Se contraen demasiado y la adaptación es menor que las coronas de metal-cerámica.¹³

Vidrio cerámico colado: Son vidrios que se emplean para fabricar coronas por el método de cera perdida, para uso en dientes anteriores y posteriores. Emplean vidrio cerámico a los que puede dársele la forma que se desee, y luego se somete a tratamiento con calor para producir una desvitrificación parcial, es decir, pérdida de la estructura vítrea por cristalización del vidrio. El proceso se denomina ceramicación. Las partículas, agujas o láminas cristalinas que se forman durante el proceso sirven para interrumpir la propagación de grietas en el material y, en consecuencia, se obtiene una mayor resistencia y dureza.¹³

De acuerdo con el punto de fusión o con el intervalo de fusión se clasifican en:

Alto punto de fusión..... 1280 - 1371° C

Medio punto de fusión.....1093 - 1260° C

Bajo punto de fusión.....870 - 1066° C

Muy bajo punto de fusión.....870° C¹³

Las porcelanas de temperatura de fusión alta, son utilizadas para realizar dientes prefabricados para prótesis removibles manufacturados en industrias especializadas.¹⁸

Las porcelanas de temperatura de fusión media, son especialmente usadas en coronas jacket cocidas sobre hojas de platino o sobre revestimiento.¹⁸

Las porcelanas de temperatura de fusión baja, son las más utilizadas y están indicadas en prótesis ceramometálicas.¹⁸

Porcelanas con una temperatura de fusión muy baja, son igualmente indicadas en las prótesis ceramometálicas (especialmente en aleaciones con un alto contenido en oro), en aleaciones con un intervalo de fusión bajo en inlays y onlays de cerámica, y coronas totalmente de cerámica.¹⁸

3.2 Grabado ácido o micrograbado

La estructura cerámica de naturaleza inorgánica tiene la característica de poseer baja energía superficial, lo cual dificulta el proceso de adhesión. En consecuencia, se hace necesario el tratamiento superficial que garantice una buena unión de carácter mecánico y químico.¹³

El procedimiento requerido para preparar el sustrato cerámico es:

Arenado con óxido de aluminio: el cual logra limpieza y formación de microretenciones.

Grabado ácido: con ácido fluorhídrico en gel al 9% logra retención micromecánica, durante 2 a 5 min. El grabado de la superficie interna con ácido fluorhídrico puede hacerse en la consulta del odontólogo o en el

laboratorio. Con este proceso se logra que la superficie de la restauración quede muy porosa, y tiene por tanto la propiedad de retener de forma micromecánica a las resinas.¹⁹

Silanizado: se logra la unión adhesiva de tipo químico con el material de resina durante 60 segundos, este agente es capaz de formar la unión química entre la fase inorgánica de la cerámica y la fase orgánica de la resina.^{13,19,20}

La microestructura de esta cerámica cambia por la disolución de una de las fases vidriosas de la porcelana.²⁰

3.3 Adhesión

La unión en el proceso final de adherencia de la cerámica se lleva a cabo de forma micromecánica en la superficie interna de esta. La resina ocupa el lugar de las microporosidades que se crearon por el grabado ácido uniéndose con fuerza tanto a la cerámica como a la estructura dental. Por lo tanto puede considerarse a las restauraciones libres e metal como un tipo de adherencia dentina-esmalte.²⁰

3.4 Cementos a base de resina

Una variedad de cementos a base de resina están disponibles ahora debido al desarrollo de resinas de relleno directo con propiedades mejoradas, la técnica de grabado con ácido para unir resinas al esmalte, y las moléculas con potencial de adhesión de la dentina acondicionada con ácido orgánico e inorgánico.¹¹

3.4.1 Composición química

La composición de los cementos modernos a base de resina es similar a la de los materiales de relleno de compuestos a base de resina (es decir, una matriz de resina con rellenos inorgánicos tratados con silano). Ya que la mayor parte de superficie del diente preparado es dentina, los monómeros con grupos funcionales que han sido usados para inducir la adhesión a la dentina se incorporan en estos cementos de resina. ¹¹

La adhesión del cemento al esmalte se puede obtener a través de la técnica de grabado con ácido. La polimerización se puede realizar por un sistema de inducción convencional de peróxido-amina o por activación de luz. Muchos sistemas usan ambos mecanismos y se refieren como sistemas de curado dual. Los rellenos son los usados en los compuestos (sílice o partículas de vidrio de 10 a 15 micrones de diámetro) y el sílice coloidal es el que se usa en las resinas de microrrelleno. ¹¹

3.4.2 Propiedades

Los cementos a base de resina como grupo son insolubles en los fluidos bucales, están diseñados para aplicaciones específicas en vez de usos generales. Los cementos recomendados para la cementación de las restauraciones indirectas tienen un grosor de película de 25 micrones o menos. Con respecto a la adhesión a la dentina, los cementos llamados adhesivos, que incorporan los sistemas de adhesión de fosfonato, HEMA o 4-META, por lo general desarrollan resistencia a la adhesión razonablemente buena para la dentina. Algunos de los cementos comerciales a base de resina proporcionan un agente adhesivo como componente separado del sistema de cemento. ¹¹

3.4.3 Manipulación

Las versiones de activación química de estos cementos son proporcionadas por un sistema de dos componentes: un polvo y un líquido o dos pastas. Los cementos fotocurados son sistemas de un componente individual como las resinas de relleno fotocurado. Se usan ampliamente para la cementación de la porcelana y las restauraciones de cerámica, el tiempo de exposición a la luz necesario para la polimerización del cemento de resina depende de la luz transmitida a través de la restauración de cerámica. ¹¹

Los cementos de curado dual son sistemas de dos componentes y requieren mezclado similar al de los sistemas de activación química. La activación química es lenta y proporciona extenso tiempo de trabajo hasta que el cemento se exponga a la luz, en cuyo punto el cemento se solidifica en forma rápida. Después continúa ganando resistencia por un extenso periodo por polimerización activado químicamente. ¹¹

3.4.4 Aplicación en las restauraciones cerámicas

Estas restauraciones casi siempre son translúcidas y requieren sombras específicas de agentes de cementación para disminuir su apariencia estética. Los cementos de resina han sido el agente de cementación de elección reciente para todas las incrustaciones de cerámica, coronas y puentes por su capacidad para reducir la fractura de las estructuras de cerámica. Para alcanzar la mejor retención, la superficie inferior de la restauración de cerámica por la general se graba y se aplica un revestimiento de silano antes de la cementación. ¹¹

CONCLUSIONES

Los sistemas adhesivos son una parte importante de la odontología, desde su aparición han mejorado de manera importante los resultados de adhesión de las prótesis libres de metal, con estos se evitan filtraciones, y las cavidades son conservadoras por no necesitar retención con pines o diseños retentivos que provocaban mayor desgaste dental acelerando el ciclo de vida del diente.

Aunque la técnica de acondicionamiento total propuesta por Buonocore sobre el esmalte, a mostrado ser un procedimiento eficaz, la unión a la dentina de estos adhesivos es un proceso mucho mas complejo que la unión micromecanica del esmalte esto ha provocado que se generen sistemas dentinarios mas eficaces y que se siga trabajando e investigando en la compatibilidad con el sustrato dental, como ya se menciona en este trabajo.

Gracias al desarrollo de estos materiales podemos mejorar el pronostico del tratamiento uniendo restauraciones cerámicas o cristalinas al remanente dental incluso protegiendo el complejo dentino-pulpar, evitando microfiltraciones, con la capacidad de interfase adhesiva, protegiendo su vitalidad y evitando caries recurrentes, fracturas y en particular el desalojo de las prótesis fijas cerámicas.

Debemos recordar que el éxito de los adhesivos depende de varios factores que nosotros como odontólogos debemos tener en cuenta, por esta razón es importante conocer el mecanismo y cualidades de uso de los adhesivos dentinarios para obtener los máximos beneficios de estos materiales.

FUENTES DE INFORMACIÓN

- (1) Ash, M. Anatomía dental, fisiología y oclusión de Wheeler. 6ª.ed. Cd. México: Editorial Interamericana, 1986. pag. 4, 25, 27, 28
- (2) Ross, Kaye, Pawlina. Histología, texto y atlas color con biología celular y molecular. 4ª.ed. Buenos Aires Argentina: Editorial Médica Panamericana, 2005. pag. 443,445,450,451
- (3) Junqueira y Carneiro. Histología básica, texto y atlas. 5ª.ed. Barcelona: Editorial Masson, 2000. Pp. 283-285
- (4) Baratieri L.N. Estética-Restauraciones Adhesivas Directas en Dientes Anteriores Fracturados. 2ª .ed. Colombia: Editorial AMOLCA, 2004. Pp. 57-70
- (5) Bottino M. A. Ferreira Q. A. Miyashita E. Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1ª.ed. Brasil: Editorial Artes médicas, 2001. pag. 3, 27-32, 35, 38, 42, 44, 213
- (6) Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Yoshiyama M, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of self-etching primer containing N-acryloyl aspartic acid on enamel adhesion. Dental Materials 2003; 19.253-258
- (7) Genevieve Grégoire, DDS, MS, PhD, Guignes P, DDS, MS, PhD, Millas A. Effect of self-etching adhesives on dentin permeability in a fluid flow model. J Prosthet Dent 2005; 93.56-63
- (8) Guzman H.J. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 3ª.ed. Colombia: Editorial Ecoe, 2003. pag. 182, 215, 216
- (9) Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. Dental Materials 2000; 16.406-411
- (10) Barceló S.F.H, Palma C.J.M. Materiales dentales. 2ª.ed. Cd. México: Editorial Trillas, 2004. Pp. 103
- (11) Phillips. Ciencia de los materiales dentales. 10ª.ed. Cd. México: Editorial McGraw-Hill Interamericana, 1998. Pp.26-29,103,241,242
- (12) Floyd C.J.E, Dickens S.H. Network structure of Bis-GMA and UDMA-based resin systems. Dental Materials 2005; 22.1143-1149

- (13) Cova N. J.L. Biomateriales dentales. 1^a.ed. Colombia: Editorial AMOLCA, 2004. pág.195, 196, 234-235,347, 350, 351, 352
- (14) Chetan A. Khatri, Stansbury J.W, Schultheisz C.R, Antonucci J.M. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. Dental Materials 2003; 19:584-588
- (15) De Araujo C.S, Da Silva T.I. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. J of contemporary dental practice 2006; 7(5):26-33
- (16) Geneviève Grégoire, DDS, MS, PhD, Joniot S, DDS, MS, PhD, Guignes P, DDS, MS, PhD, Millas A. Dentin permeability: Self-etching and one bottle dentin bonding systems. J Prosthet Dent 2003; 90: 42-9
- (17) Gernherdt C.R, Kozlowski A, Bekes K, Hicyilmaz S, Schaller. Resistencia adhesiva a la tracción de dos sistemas adhesivos en combinación con resinas fluidas. J of Dental Research 81 (Spec. Iss. A), 2002, A-72 (abstract 372)
- (18) Mallat E. D, Mallat E. C. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Barcelona: Editorial Quintessence, 2001. Pp. 155
- (19) Jordan E.R. Grabado Compuesto Estético. Técnicas y materiales. 2^a.ed. España: Editorial Mosby/Doyma Libros S.A. 1994. Pp. 319
- (20) Borges G. DDS, MS, Sophr. A. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent 2003; 89:479-88