

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Facultad de Odontología

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA INFLUENCIA EN LA
RESISTENCIA ADHESIVA DE LA APLICACIÓN DE
HIPOCLORITO DE SODIO SOBRE LA SUPERFICIE
DENTINARIA, USANDO DOS TIPOS DE SISTEMAS ADHESIVOS
DE GENERACIONES DIFERENTES: OPTIBOND SOLO PLUS Y
OPTIBOND SOLO PLUS SELF ETCH.**

Sofía Daniela Mantilla Torres

Tesis de grado presentada como requisito
para la obtención del título de Odontóloga

Quito, Junio de 2005

©Derechos de autor
Sofia Daniela Mantilla Torres
2005

Tabla de Contenido.-

Introducción	
Histología de la dentina	1
El Smear layer	11
Adhesivos Dentales	12
Desinfectantes de cavidades	21
Pruebas de tracción	26
Materiales y métodos	27
Resultados	32
Discusión	36
Conclusiones	41
Consideraciones	41
Bibliografía	43

Tabla de gráficos.-

Histología de la dentina	6
Dentina desmineralizada	38

Tablas.-

Ficha técnica de materiales utilizados	31
Valores grupo 1	32
Valores grupo 2	32
Valores grupo 3	34
Valores grupo 4	34

RESUMEN

EVALUACIÓN IN VITRO DE LA INFLUENCIA EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE LA APLICACIÓN DE HIPOCLORITO DE SODIO SOBRE LA SUPERFICIE DENTINARIA, USANDO DOS TIPOS DE SISTEMAS ADHESIVOS DE GENERACIONES DIFERENTES: OPTIBOND SOLO PLUS Y OPTIBOND SOLO PLUS SELF ETCH.

Es necesario desinfectar la cavidad ya que las bacterias son la principal causa de sensibilidad pos operatoria y se pueden reproducir causando problemas a la pulpa y caries. La chlorhexidina es el desinfectante mas utilizado pero hay dudas sobre su interferencia con el sistema adhesivo.

Por otro lado, la adhesión a dentina con los sistemas en los que se utiliza el grabado con ácido ortofosfórico al 37% presenta problemas debido a la sensibilidad de la técnica que puede resultar en una capa híbrida de mala calidad, así como zonas de colágeno debilitadas.

Materiales y métodos: Se utilizaron 40 terceros molares no cariosos, se eliminó el esmalte, se lijó la superficie con papel de lija #600. De los dividió en cuatro grupos: el primero se le colocó el sistema adhesivo Optibond Solo Plus siguiendo las instrucciones del fabricante con un bloque de resina Point 4, al segundo después del grabado ácido se aplicó NaOCl por 60 segundos y después se siguió con el sistema adhesivo. Al grupo 3 se colocó Optibond Solo Plus Self Etch siguiendo las instrucciones del fabricante y finalmente el grupo 4 al cual se aplicó hipoclorito de sodio antes del sistema adhesivo self etch.

Resultados: grupo 1:27,8 MPa, grupo 2: 23,3MPa, grupo 3: 9,84 MPa y grupo 4:13,6 MPa.

Significancia: el uso de hipoclorito de sodio modifica la superficie dentinaria abriendo los túbulos y eliminando el colágeno. En este estudio, la resistencia adhesiva empeoró con sistemas de quinta generación pero mejoró cuando se lo utiliza con los sistemas self etch.

Introducción

En la odontología moderna, se han hecho imprescindibles los materiales adhesivos que tienen muchas ventajas en cuanto a la conservación de tejidos y a nivel estético. La adhesión al esmalte está considerada predecible y durable mientras que la adhesión es mucho mas complicada en dentina debido a su estructura tubular y a su contenido orgánico. Se han creado varios sistemas adhesivos con la finalidad de mejorar la adhesión en dentina, facilitar la técnica para el operador y reducir posibles errores.

Por otro lado, es necesario la desinfección de cavidades ya que la presencia de bacterias es la principal causa de sensibilidad pos operatoria, además que éstas, al ser anaerobias, pueden multiplicarse, secretar toxinas que irritarían a la pulpa y crearían caries. La chlorhexidina es un compuesto antibacteriano pero se tiene dudas en cuanto a si interfiere o no con la adhesión.

Para entender la adhesión, es fundamental conocer perfectamente la histología de la dentina, el smear layer, la evolución de los adhesivos dentales, que se detallaran en esta tesis.

HISTOLOGIA DE LA DENTINA.-

La dentina proviene del Mesodermo, de la zona periférica de la papila dental. Es el tejido predominante en el diente. Se encuentra entre el esmalte y la pulpa en la región coronal y entre el cemento y la pulpa en la región radicular.^{1,2,3}

El espesor de la dentina varia de acuerdo a la pieza dentaria, normalmente es mayor en los bordes incisales o cuspídeos y menor en la raíz.¹

La dentina es la porción dura del complejo dentino pulpar. Contiene más o menos 70% de materia inorgánica, 18% de materia orgánica y 12% de agua.

El componente inorgánico consiste sobretodo en hidroxapatita y también contiene fosfato de calcio amorfo y otras sales minerales como carbonatos, sulfatos. ²

La fase orgánica es colágeno de tipo I y tipo III con fracciones de glucoproteínas, fosfoproteínas proteoglicanos (condroitinsulfato, dermatansulfato y ácido hialurónico). Estas sustancias participan con la fosfatasa alcalina en la precipitación de minerales sobre la trama orgánica.

La fase inorgánica hace a la dentina un poco más dura que el hueso y el cemento pero más suave que el esmalte. Los valores promedios de la microdureza de la dentina en dientes permanentes está entre 0.57 y 1.13 GPa.

Más o menos el 56% de la fase mineral está entre el colágeno.

La dentina sana tiene un color blanco amarillento con una amplia gama de tonalidades dependiendo de la edad del individuo, del grado de mineralización, de la vitalidad pulpar y de los pigmentos que se adquieren durante toda la vida.

Físicamente la dentina tiene propiedades elásticas lo cual es muy importante para el funcionamiento del diente porque provee flexibilidad y prevé la fractura del esmalte. El módulo de elasticidad de la dentina varía entre 17,2 y 22.9 GPa. ¹

Anatomía básica:

La dentina es caracterizada por la presencia de túbulos que contienen la extensión citoplasmática del odontoblasto. Esto da a la dentina una característica de permeabilidad.

Túbulos dentinales.-

Se extienden en toda la extensión y grosor de la dentina, desde la pulpa hasta la unión amelo dentinaria. Cerca de la pulpa, los túbulos miden aproximadamente 2,5 μm , en la porción intermedia 1,2 μm y 900nm cerca de la unión amelodentinaria.

Su densidad es mayor en cercanía a la pulpa: Su número varía entre 59000 y 76000 por milímetro cuadrado cerca de la pulpa mientras que cerca del esmalte, el número se reduce a menos la mitad. Se ha descrito la presencia de megalotúbulos en ciertas áreas de la dentina que incrementan localmente la permeabilidad. Tienen entre 5 y 50 μm de diámetro y se localizan sobretodo en la dentina coronaria en la zona de los cuernos pulpares, cuyo origen y significado funcional se desconoce.¹

El recorrido de los túbulos corresponde al desplazamiento realizado por el odontoblasto durante la elaboración de la dentina. Este recorrido no es recto sino con curvas. Se distinguen dos tipos de curvas:

Las curvas primarias son amplias y realizan una doble curvatura en S itálica en la región coronaria y una sola en la región radicular.

Las curvaturas secundarias son muy pequeñas, numerosas y están a lo largo de todo el trayecto del túbulo. Corresponden a las manifestaciones en espiral que realizan los odontoblastos durante la dentinogénesis.²

Existen ramas mayores (con 500 a 1000 μm de diámetro), finas (300 a 700 μm) y micro (300 μm).

Las ramas mayores representan las ramas terminales de los túbulos y son más frecuentes en la dentina radicular. Las ramas finas o colaterales salen de los túbulos con un ángulo de 45 grados en intervalos de 1-2 μm . Son más abundantes en la dentina radicular donde

la densidad de los túbulos es menor. Existen ramificaciones de los túbulos dentinales que se anastomosan con otros túbulos, éstos se extienden en ángulo recto desde un túbulo dentinal hacia otro.³

Debido a la presión pulpar, estimada en 10mmHg, los túbulos dentinales están constantemente llenos de un fluido tisular originado por la pulpa dónde se encuentra generalmente el proceso odontoblástico. Este líquido es rico en sodio y pobre en potasio. Ocupa los espacios libres entre la pared y el odontoblasto. El volumen del líquido tisular corresponde más o menos a 10% del volumen de la dentina. Este líquido tiene un flujo lento pero continuo. Por esto la humedad es un factor constante en la dentina.¹

Proceso Odontoblástico.-

Es también conocido como la fibrilla de Tomes. Corresponde a una prolongación del citoplasma del odontoblasto que se origina en la pulpa y penetra en la dentina. Estos procesos son más anchos en su base y terminan prácticamente en punta afilada, sus ramas laterales ocupan las ramificaciones de los túbulos dentinarios.¹

Cada fibrilla tiene a su vez ramificaciones laterales de diferente tamaño y grosor.²

Espacio Periprocesal.-

Este espacio es el que se encuentra entre la pared del túbulo y la fibrilla de Tomes. En su interior, encontramos fibrillas colágenas perpendiculares al proceso. En este espacio penetran hasta cierta distancia fibras nerviosas amielínicas provenientes de la pulpa.¹

Dentina Tubular o Peritubular.-

Se llamó al inicio dentina peritubular pero este término es anatómicamente incorrecto ya que la dentina se forma dentro del túbulo no alrededor.

Esta matriz peritubular se forma en la luz de los túbulos dentinarios, entre la dentina intertubular y el proceso odontoblástico. Comienza a formarse una vez que la matriz intertubular está alejada de la predentina, mas o menos a 100µm. Esta matriz se deposita lenta y progresivamente, disminuyendo la luz del túbulo. La matriz está constituida por delgadas fibras colágenas agrupadas en haces y contiene también mayor cantidad de elementos minerales que la dentina intertubular. Aquí encontramos ocasionalmente colágena tipo III. La dentina tubular es la que hace que los túbulos se vuelvan más estrechos a medida que se alejan de la pulpa. En los cortes histológicos se ve como un anillo hipermineralizado de dentina.

Esta capa de dentina presenta 3 capas:

La franja hipermineralizada externa: consiste en una interfase de menor mineralización entre la dentina peritubular y la dentina intertubular. Antes se la denominaba vaina de Neumann.

Una capa media mineralizada que es la que tiene mayor espesor y el más alto grado de mineralización y la franja hipomineralizada interna que es la última zona que se forma por ello está menos mineralizada que el resto.²

Dentina Intertubular.-

Es la dentina localizada entre los túbulos dentales. Representa la secreción primaria de los odontoblastos y consiste en una red de fibras colágenas tipo 1 midiendo

entre 50 y 200nm en diámetro, en donde se han depositado cristales de hidroxapatita.

Esta red está sumergida en la sustancia fundamental. La sustancia fundamental consta de dos partes: una parte fibrilar y otro mineral. La parte fibrilar es constituida en su mayoría por colágeno y otros tipos de fibras menos numerosas. Las fibras van en los tres sentidos del espacio, pero en su mayoría están perpendiculares a los túbulos dentinarios.³

El componente mineral está formado principalmente por cristales de hidroxapatita y por fosfato de calcio. Los cristales se presentan casi siempre en forma de aguja con 5nm de diámetro y hasta 100nm de longitud. Están ubicados entre las fibras colágenas sin una orientación determinada.

La sustancia fundamental también contiene fosfoproteínas, proteoglycanos, proteínas, glicoproteínas, proteínas plasmáticas.²

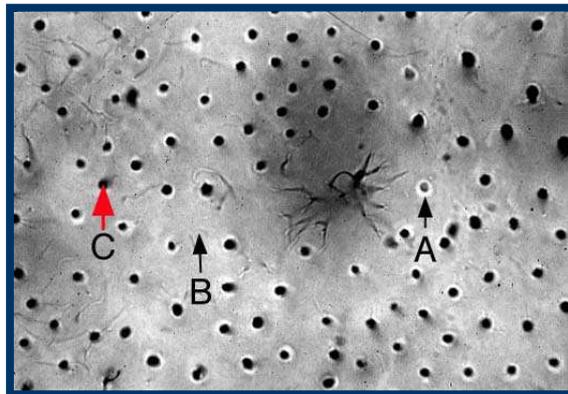


Fig 1: A: dentina peritubular, B: dentina intertubular, C: túbulo dentinario

Dentina Interglobular.-

También se la conoce como espacios de Czermak. Es el término utilizado para describir las áreas de hipomineralización en donde existen zonas globulares de mineralización que han fallado de unirse homogéneamente con la dentina madura. Es una estructura dentinaria en la cual se ha afectado la mineralización pero mantiene la misma estructura orgánica que el resto de la dentina. Esto se ve sobretodo en humanos con fallas

de vitamina D o exposición a altos niveles de flúor durante la formación de la dentina (dentinogénesis). Son zonas limitadas por bordes convexos que se localizan con preferencia en la periferia de la dentina coronaria.

El tamaño puede variar entre 150µm y 300µm. Esta dentina carece de dentina peritubular y los procesos odontoblásticos mantienen sus diámetros sin nunca estrecharse.³

Dentina esclerótica.-

Dentina esclerótica se refiere a los túbulos dentinales que han sido sellados por material calcificante. Cuando esto ocurre, la dentina toma una apariencia vidriosa.

La cantidad de dentina esclerótica aumenta con la edad y es más común en el tercio apical de la raíz. En algunos casos puede ser debida a un estímulo suave y persistente.

Este taponamiento comienza a los 18 años y no se ha podido encontrar alguna influencia externa por lo que se piensa que ocurre cuando se deposita mucha dentina intratubular.

Existen otros motivos para la presencia de dentina esclerótica: la deposición de mineral dentro del túbulo sin que sea formación de dentina intratubular, una mineralización del proceso odontoblástico y de su contenido tubular (fibras colágenas).³

Líneas incrementales de crecimiento o bandas de Owen.-

La dentinogénesis procede rítmicamente, alternando fases de inanición y de actividad en la que se deposita estratos sucesivos de minerales que se unen entre sí. Cada estrato puede diferir del de sus aledaños. Estas fases están representadas por líneas que no son siempre detectables. Normalmente están en ángulo recto con los túbulos.²

Las líneas incrementales de Owen representan a la superficie pulpar de la dentina durante los estadios de la dentinogénesis. Corresponden a un depósito menos mineralizado que el de los adyacentes. La línea de contorno más prominente es la línea neonatal que se produce durante el periodo del nacimiento. Cesa una vez que el lactante se acostumbra al nuevo ambiente. Los periodos de desnutrición o periodos febriles fuertes quedan marcados como líneas de contorno acentuadas. ¹

Las líneas de Von Ebner corresponden a la formación de la dentina que es aproximadamente de 4 a 8 μm . Son análogas a las estriaciones transversales del esmalte. El trayecto de estas líneas es generalmente perpendicular al de los túbulos dentinarios.

Bandas de Schreger: en los cortes por desgaste, la dentina presenta lugares en los que la luz se refleja diferente al de las zonas vecinas. Esto representa los cambios en la dirección de los conductillos dentinarios en las zonas de las curvaturas primarias. ³

Zona granular de Tomes.-

Se localiza en la zona periférica de la dentina radicular. Se presenta como espacios de 50 μm y corresponde a la persistencia de zonas no mineralizadas en las que solo se presenta la trama orgánica. ³

ZONAS DE LA DENTINA.-

Zona del manto.-

Es la capa mas externa que se forma inmediatamente por dentro del esmalte o del cemento. Tiene más o menos 20 μm de espesor. Su grado de mineralización es menor que

el de la zona circumpulpar debido a la presencia de gruesos haces de colágeno. Está constituida por una malla de fibra colágenas de unos 2 μm de diámetro paralelas entre sí y con una orientación perpendicular a la superficie externa de la dentina. Tiene un número alto de túbulos debido a que contiene las ramificaciones terminales de los mismos.¹

Zona circumpulpar.-

Corresponde al resto de dentina mineralizada y se extiende desde la zona del manto hasta la predentina. Tiene dos tipos de fibras en la que predominan las fibrillas delgadas distribuidas en forma irregular.

Zona de predentina.-

La predentina es la zona de tejido dentinario en la cual no se ha realizado la precipitación mineral. Tiene entre 20 y 30 μm de ancho. Está constituida por una matriz orgánica dentinaria muy rica en componentes azufrados. Ésta a su vez está compuesta por 3 capas:

Capa yuxtapulpar: corresponde a la franja ubicada entre los odontoblastos y el lugar donde se origina el proceso odontoblástico.

Predentina Joven: contienen una rica malla de fibras de naturaleza colágena. Se orientan en diferentes direcciones y constituyen espacios poligonales alrededor de los procesos. Se aloja aquí la sustancia fundamental amorfa.

Predentina madura: corresponde al estadio anterior a la precipitación de minerales.

La presencia de esta zona constituye una fuente constante en la producción de dentina.¹

CLASIFICACION DE LOS TIPOS DE DENTINA.-

Dentina primaria:

La mayor parte del diente está formado por la dentina primaria que está alrededor de la pulpa. Es considerada desde el inicio de la dentinogénesis hasta el momento en el que el diente entra en oclusión.³

Dentina secundaria:

La dentina secundaria se desarrolla después de la formación del diente y se forma por dentro de la dentina primaria. Se pensaba que la dentina secundaria se desarrollaba solamente después de la erupción cuando el diente comenzaba a ser sometido a las fuerzas masticatorias. Ahora se sabe que la dentina secundaria es formada por los odontoblastos de forma más lenta, una vez que la raíz ya se ha formado. En condiciones normales la dentinogénesis continúa toda la vida aunque en un ritmo cada vez más lento. Este tipo de dentina contiene túbulos más desordenados que la dentina primaria. El tercio apical de la raíz está compuesto solamente de dentina secundaria. El límite entre la dentina primaria y la secundaria se da por un brusco cambio de dirección de los túbulos dentinarios.^{2,3}

Dentina terciaria:

La dentina terciaria también llamada reactiva, reparadora o dentina secundaria irregular es producida en reacción a varios estímulos, como caries o procedimientos restauradores.

Esta dentina está solamente producida en los lugares donde las células han sido afectadas por el estímulo. La calidad y la cantidad están directamente relacionadas con la intensidad y la duración del estímulo. Se caracteriza por presentar túbulos de recorrido irregular y cuyo número está muy disminuido y hasta ausentes.

La estructura es mucho más irregular y algunos odontoblastos que participan en la elaboración de esta dentina pueden quedar atrapados en ella. Estos degeneran y mueren dentro de la cavidad que los aloja.

La dentina reaccional disminuye el volumen de la cavidad pulpar.³

EL SMEAR LAYER

El smear layer puede ser producido en la superficie dentinaria usando fresas de baja o alta velocidad, instrumentos cortantes manuales incluyendo cinceles, limas endodónticas y hasta después del uso de curetas periodontales.⁴ Se atribuye a Boyde y col la denominación de Smear layer.⁴

Está compuesta por un film orgánico de menos de 0,5 μm de grosor y componentes como hidroxiapatita, cristales, sangre, saliva y bacterias. El smear layer varía de acuerdo a su grosor, rugosidad, densidad y grado de adherencia a la estructura dentaria.

En vivo, el grosor del smear layer puede ser de entre 2 a 5 μm .

Cuenta con dos capas. La primera constituye un manto sobre toda la superficie dentinal, engloba varillas adamantinas, restos orgánicos y minerales, hidroxiapatita y microorganismos, partículas grandes y sueltas mayores a 5 μm . Esta capa no es adherida

fuertemente y se puede desprender con la irrigación de la cavidad. La segunda es el smear layer que penetra en los túbulos y puede llegar hasta 110µm. Está íntimamente relacionada con la composición del tejido y contiene colágeno, glicosaminoglicanos, restos de origen odontoblástico, bacterias, minerales, etc... Las partículas tienen 0.3 a 2 µm que se adhieren fuertemente a las paredes de la preparación por atracción electrostática.⁵

Se ha comprobado que las bacterias que quedan en el smear layer, aún con un buen sellado de la cavidad oral, pueden multiplicarse, producir sustancias tóxicas que se difunden por la dentina causando irritación a la pulpa dental.⁶

En los procedimientos actuales de odontología adhesiva, el smear layer es removido, modificado o impregnado con resina para permitir una unión entre el diente y el material restaurador.⁷

ADHESIVOS DENTALES

Los adhesivos dentales son productos que permiten pegar varios tipos de materiales a la estructura dental o a otros materiales.

Factores que favorecen la adhesión.-

Dependientes de las superficies:

- Contacto íntimo: el líquido debe estar en directo contacto con el sólido para que las reacciones químicas y mecánicas se den.
- Limpieza y sequedad. Lo primero es esencial para lograr adhesión, mientras que lo segundo es bastante relativo sobretodo en dentina donde constantemente está saliendo líquido por los túbulos.

- Energía superficial, mientras mas alta sea la energía, mayor será la potencialidad de atraer hacia su superficie los materiales adhesivos
- Potencialmente receptivos a uniones químicas: el esmalte es debido a los radicales hidroxilo de la hidroxiapatita, la dentina además de los del esmalte, con los radicales presentes en las fibras colágenas: carboxilo, amino y cálcicos.
- Superficie lisa vs rugosa: viéndolo químicamente, es preferible que la superficie esté lisa, mientras que físicamente, es preferible que la superficie esté rugosa para lograr retención cuando el adhesivo se polimerice.⁵

Dependiente del adhesivo:

- Baja tensión superficial: mientras menos sea la tensión, mas posibilidad hay que el adhesivo penetre en las superficies desmineralizadas y en los túbulos.
- Alta humectancia o capacidad de mojado: mientras más humectante sea el material, mejor será el contacto favoreciendo la unión física y química.
- Con alta estabilidad dimensional: sea al momento de endurecer o ya endurecido, que sea capaz de aguantar a tensiones térmicas, físicas que intenten deformarlo.
- Con alta resistencia mecánica química adhesiva-cohesiva: que soporte las fuerzas de oclusión y el medio oral
- Biocompatibles: tanto con el diente como con el resto de tejidos orales.⁵

La primera tentativa de adhesión se la atribuye a Oscar Hagger en 1949 que patentó un producto basado en dimetacrilato de ácido glicerofósforico. Después, en 1955 Buonocore propuso el tratamiento de la superficie del esmalte con ácido fosfórico. En

1962, Rafael Bowen patenta la resina BIS-GMA. Con esto se dio inicio al desarrollo de los materiales poliméricos capaces de adherirse al esmalte.⁵

La primera generación de adhesivos estaba basada en el agente de unión con silano. Este agente tiene tres partes: un metacrilato insaturado, un grupo que reacciona con el silano, y un grupo espaciador. El primer producto contenía como agente activo al dimetacrilato de ácido glicerofosfórico. Este material no tuvo mucho éxito debido a que faltaba la preparación de la superficie con ácido, además la contracción de polimerización es bastante fuerte y por último, el alto coeficiente de expansión de los acrílicos restauradores de esa época.⁵

En 1979, Fusayama y sus colaboradores publicaron un estudio en el cual después de un grabado con ácido fosfórico al 40%, la adhesión al esmalte y a la dentina mejoraba considerablemente.

Los sistemas adhesivos de la segunda generación se indicaban para tratar directamente sobre el smear layer. Estos materiales contenían Bis GMA, UDMA (Uretano dimetacrilato) y HEMA(2 hidroxietil metacrilato). Pero la unión era muy frágil entre el adhesivo con el smear layer por lo que la resistencia era muy baja (5 a 7 MPa) y terminaba rompiéndose al momento de la polimerización.⁵

En 1982, Nakabayashi anunciaron un nuevo mecanismo de adhesión en el cual acondicionaron la superficie de la dentina con ácido cítrico al 10%. Con esto se logró la remoción del smear layer y de los smear plugs dejando expuestas las fibras colágenas de la dentina intertubular. Se aplicó a continuación un primer hidrofílico que tenía como solvente la acetona. El primer está compuesto por monómeros disueltos en un solvente

tipo acetona, alcohol o agua. La siguiente fase fue la aplicación de adhesivo a base de resinas hidrofóbicas con lo que se consiguió una mezcla entre el colágeno y la resina que se llamó capa híbrida. Los monómeros penetraron a los túbulos y se los llamó Resin tags. Estos tags de resina junto con la capa híbrida conforman una zona de retención micro mecánica.⁵

Se crearon entonces los agentes de tercera generación que implicaban dos situaciones: modificar el smear layer para mejorar sus propiedades o remover el smear layer sin retirar los plugs que ocluían los túbulos dentinarios. Estos sistemas introdujeron la utilización del primer hidrofílico o promotores de la adhesión que eran aplicados sobre la dentina antes del bonding. Estos adhesivos involucraban 4 pasos: la aplicación de un acondicionador dentinal, aplicación del primer, aplicación del adhesivo y la colocación de la resina.⁵

Estos adhesivos de tercera generación produjeron temor al acondicionar la dentina debido a los posibles daños irreversibles que podría sufrir la pulpa.

Se demostró después que el mismo ácido fosfórico al 37% podía ser usado en esmalte y en dentina sin causar problemas. Se llamó entonces “total-etch technique” y “wet bonding process”, y de aquí salen los adhesivos de cuarta generación. Oliveira et al demostraron que el grabado ácido remueve completamente el barrillo dentinario.⁷

Sin embargo, la técnica era complicada ya que requería varios pasos detallados a continuación:

1. Aplicar un ácido que puede ser ácido fosfórico, maleico o cítrico, utilizado para remover el smear layer, desmineralizar superficialmente la dentina y exponer la red de fibras colágenas.
2. Lavar para remover el ácido y los minerales disueltos
3. Secar con aire hasta determinar que el esmalte está acondicionado propiamente
4. Humedecer ligeramente la superficie
5. Absorber el exceso de agua con un algodón
6. Colocar un primer hidrofílico en varias capas de acuerdo a las instrucciones de cada casa fabricante. El primer es una solución compuesta de monómeros hidrofílicos disueltos en acetona, etanol o agua en lo que se ha añadido fotoiniciadores. Su objetivo es impregnar la red de fibras colágenas expuestas formando la capa híbrida. La acetona y el etanol podían desecar la superficie dentinaria y permitir la entrada de los monómeros entre la red colágena.
7. Secar con aire para permitir la evaporación del solvente.
8. Aplicar un adhesivo o bonding compuesto por una mezcla de monómeros hidrofóbicos, hidrofílicos y fotoiniciadores. Su objetivo es la unión entre el colágeno y el material restaurador. El grosor de la capa debe ser mínimo de 50 μm para prevenir que durante la polimerización, el oxígeno no inhiba todo el grosor de la capa.
9. Fotocurar el adhesivo
10. Colocar el material restaurador⁸

El acondicionamiento ácido en la dentina tiene como objetivo remover el smear layer y desmineralizar superficialmente la dentina intertubular. Se ha probado que incrementar

los tiempos de acondicionamiento ácido provocan una desmineralización mayor de la dentina, peritubular e intertubular, lo cual disminuye la fuerza de adhesión. Esto se debe a que por falta de soporte físico, el colágeno colapsa con el aire con el que se seca el exceso de agua, impidiendo la correcta entrada del primer creando una capa híbrida de mala calidad.⁹

El primer es una solución compuesta por monómeros hidrofílicos disueltos en solventes como acetona, agua o alcohol y tiene como objetivo la impregnación de la red colágena desmineralizada que forma la capa híbrida.¹⁰

Para lograr una buena adhesión entre en diente y la resina, se debe tomar en cuenta que la malla dentinaria desmineralizada debe mantenerse porosa para que los monómeros de adhesivo puedan impregnarla. Después del acondicionamiento ácido y el lavado, la dentina está llena de agua por lo que se necesita secar hasta un cierto nivel.¹¹

Al utilizar un chorro de aire de la jeringa triple, las fibras colágenas colapsan debido a que el agua era el sostén de estas fibras. En esta situación es imposible conseguir la penetración completa del adhesivo en todo el tejido desmineralizado. Esto ha sido comprobado con microscopia electrónica de barrido, microscopia atómica y últimamente se lo ha comprobado con anticuerpos monoclonales. Esta zona de dentina desmineralizada y sin penetración del primer es la zona más frágil de las restauraciones.

12

Se ha observado además que con el tiempo, la fuerza de resistencia del adhesivo a la dentina se deteriora en esta zona ya que la capa de colágeno desmineralizada y no impregnada es susceptible a una degradación hidrolítica con el tiempo, que conlleva a la deterioración de la interfase resina-dentina con una reducción en la fuerza de adhesión.

La unión también puede ser debilitada por las enzimas proteolíticas que son liberadas por leucocitos, las glándulas salivales y bacterias que son capaces de digerir la matriz de colágeno.^{13,14}

Otro efecto negativo del secado con aire es la creación de una presión positiva sobre la dentina, que hace que los odontoblastos se succionen provocando su muerte o sensibilidad pos operatoria.¹¹

En presencia de excesiva humedad, el agua en la superficie separa los componentes del primer, esto impide el sellado adecuado de todos los túbulos dentinarios por la no formación de resin tags. En este caso, un movimiento de fluidos dentro de los túbulos ocurre provocando sensibilidad posoperatoria.¹¹

Algo muy importante de mencionar sobre la humedad de la dentina es el tipo de solvente que presenta el adhesivo. La mayoría de sistemas tienen solventes volátiles como etanol y acetona con o sin una cierta cantidad de agua. Existen otros que su solvente es agua. Es indispensable que el agua de la dentina se elimine para permitir la entrada de los monómeros durante la aplicación del primer.¹⁵

En estudios, la fuerza de adhesión de los adhesivos con solvente agua después del secado con jeringa triple, no fue afectada debido probablemente porque el agua ayudó a rehidratar el colágeno colapsado.²⁷

Algo interesante es que el grosor de la capa híbrida se mantiene constante con tiempos de condicionamiento ácido de 120s y 180s. Esto se debe a que la matriz inorgánica adopta un papel de tampón impidiendo que más dentina se desmineralice.⁹

En definitivas, el procedimiento incorrecto en la aplicación del sistema adhesivo crea una capa que contiene cavidades y porosidades dentro de la dentina desmineralizada con

infiltraciones de resina. Por esta complejidad y sensibilidad de la técnica adhesiva, se busca simplificar los procedimientos con la creación de nuevas generaciones de sistemas adhesivos.^{5, 11, 14, 16}

Los adhesivos de quinta generación se desarrollaron respondiendo a la demanda de los odontólogos de reducir los pasos de la técnica. Se creó entonces el sistema de “self priming adhesive” en el que el primer y el bonding vienen en una solución única.^{8, 16}

Son soluciones con monómeros hidrofílicos y hidrofóbicos que permiten ejercer las dos funciones a la vez. Además el sistema es bastante fluido, lo que permite el ingreso de Primer y Bond a la red colágena desmineralizada, y una vez que el vehículo se ha evaporado se torna mas espeso, uniéndose con el material restaurador. Los solventes más comunes son acetona y etanol.⁵

Dependiendo del solvente, los sistemas adhesivos deben ser manejados de diferente manera. Así la acetona es muy volátil y tiene una gran capacidad de difusión y de desplazar agua por lo que penetra fácilmente dentro de los túbulos dentinarios. El solvente agua mas alcohol por el contrario necesita de mayor tiempo para volatilizarse y a su vez, su capacidad de difusión y desplazamiento de agua es menor.^{15, 28, 29}

Debido a que la técnica seguía siendo sensible, salieron al mercado los sistemas en los que el ácido y el primer están unidos: self etch primer, la sexta generación de adhesivos. Los self-etch primers fueron desarrollados como una mezcla acuosa de HEMA y phenyl-P. Estos sistemas están basados en la infiltración y en la modificación del smear layer por monómeros ácidos alrededor de 1,41 que disuelven el smear layer y

desmineralizan levemente la capa más externa de la dentina de 0.5 a 1 μm . Al mismo tiempo, se depositan los monómeros resinosos y forman una fina capa híbrida. No se ha observado hasta ahora la remoción de los smear plugs. Una de las ventajas de este sistema es que la desmineralización y la infiltración ocurren simultáneamente, evitando áreas de colágeno desprotegido o colapsado.⁴³ Sin embargo, como los self-etch no se lavan, el smear layer o sus componentes se incorporan en las capas adhesivas.^{7, 16}

Elasticidad de la Capa híbrida.-

La capa híbrida tiene que ser capaz de resistir a las fuerzas generadas durante la contracción de polimerización del material restaurador y luego de las fuerzas de masticación. Muchas veces las fuerzas generadas por la contracción de polimerización son mayores a las de unión de la capa híbrida, creándose así fracturas y fisuras que bajan considerablemente la fuerza de adhesión. Por este motivo, se aconsejó durante un tiempo utilizar una fina capa de resina fluida de baja viscosidad que, al tener módulos de elasticidad menores que el de la resina, relajan las tensiones por la contracción de polimerización y por las fuerzas masticatorias.

Después se prefirió aumentar relleno al bonding para obtener una capa espesa de adhesivo con carga capaz de resistir a las fuerzas ejercidas sobre el mismo.

Oliveira et al demostraron que la capa híbrida realizada con un sistema de self etch tiene un módulo de elasticidad mas alto con la dentina lo que puede resultar en valores mas altos en resistencia.⁷

Por otro lado se ha reportado que el ácido fosfórico usa en concentraciones del 30 al 37% causa una desnaturalización de la parte más externa de las fibras colágenas, lo que puede explicar su menor grado de resistencia.

DESINFECTANTES DE CAVIDADES

CLORHEXIDINA.-

Es un antiséptico bisbiguanídico de molécula simétrica compuesta de dos anillos clorofenólicos, y dos grupos de biguanida conectados por un puente central de hexametileno. Este compuesto es una base fuerte y dicatiónica a niveles de pH de más de 3.5, con dos cargas positivas en cada extremo del puente de hexametileno. La naturaleza dicatiónica de la clorhexidina la hace extremadamente interactiva con los aniones, lo cual es relevante para su eficacia, seguridad, y efectos secundarios locales. Esta solución puede aparecer como digluconato, gluconato o acetato de clorhexidina, sin que parezcan existir diferencias en cuanto al mecanismo de acción en sus diferentes formas químicas, aunque sí se han encontrado en su concentración. Las características claves en relación con la muerte de bacterias por parte de la acción de la clorhexidina se resume básicamente en tres mecanismos:

1. Absorción. La solución se absorbe a la célula debido a la carga negativa de la pared celular bacteriana. La cantidad absorbida, depende de la concentración utilizada, luego, a mayor concentración, mayor acción sobre los microorganismos.

2. Daño de las barreras de permeabilidad en la pared celular. La absorción conduce a una alteración de la movilidad electroforética y del intercambio iónico, originando trastornos metabólicos de las bacterias.
3. Precipitación proteica en el citoplasma bacteriano. La sustancia después de actuar sobre los componentes de la membrana bacteriana puede ocasionar y facilitar una disociación de los componentes intracelulares, logrando una precipitación e inactivando sus procesos reproductivos y vitales.

Como desinfectantes de cavidades es utilizado al 0.12% o 2%, demostrando propiedades antibacterianas como el hipoclorito de sodio. Si es utilizado al 0.2% causa mínima toxicidad al tejido.

La clorhexidina carece de un efecto disolvente de tejido.

Las propiedades de la clorhexidina son: baja tensión superficial: por lo que puede penetrar en túbulos dentinales hasta una profundidad de 100µm, no es cáustico como el NaOCl, relativamente inocua, de fácil almacenamiento y manipulación.^{6, 18}

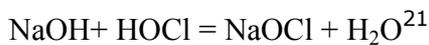
En varios estudios se ha demostrado que la clorhexidina no interfiere con el sistema adhesivo, por ejemplo con Scotchbond Multipurpose Plus (3M) un agente de cuarta generación.⁶ Así mismo Say lo comprobó con agentes de quinta generación: One Step (Bisco) y Optibond Solo (Kerr).¹⁷

Sin embargo, esto se mantiene controversial ya que muchos autores en sus experimentos han encontrado que la clorhexidina si afecta la fuerza de adhesión. Así, estudios

demonstraron que se disminuye la fuerza de adhesión aplicar el desinfectante antes o después del bonding si es que este no se lava completamente. ^{18, 19, 23}

HIPOCLORITO DE SODIO.-

El hipoclorito de sodio es una sal formada de la unión de dos compuestos químicos, el ácido hipocloroso y el hidróxido de sodio, que presenta como características principales sus propiedades oxidantes. La fórmula química de este compuesto es la siguiente:



El hipoclorito de sodio es hipertónico (2800mOsmol/Kg) y muy alcalino (pH= 11.5 a 11.7). La actividad solvente, y las propiedades antimicrobianas son debidas primariamente a:

- a) la habilidad del hipoclorito de sodio de oxidar e hidrolizar las proteínas celulares,
- b) la liberación de cloro, para formar ácido hipocloroso, y
- c) a largo plazo, su habilidad osmóticamente de extraer líquidos fuera de las células
- d) remoción de materia orgánica
- e) remoción de iones de magnesio y carbonato⁶

Ventajas.-

Los beneficios que proporciona el hipoclorito de sodio como desinfectante de cavidades es debido a su amplio efecto antibacteriano, destruyendo bacterias, hongos, esporas y virus, (incluyendo el HIV, rotavirus, HSV-1 y &endash;2, y el virus de la hepatitis A y B), posee una tensión superficial baja, vida media de almacenamiento prolongada, y es poco costoso. En algunos estudios se ha demostrado que la capacidad de penetración de

este irrigante en los túbulos dentinales, depende directamente de la concentración utilizada. En general el íntimo contacto de la solución con las paredes dentinales depende de la humectabilidad de la solución sobre la dentina sólida. Esta humectabilidad depende de su tensión superficial, la cual es definida como una fuerza entre las moléculas que produce una tendencia del área de superficie de un líquido a disminuir. Esta fuerza tiende a inhibir la difusión de un líquido sobre una superficie, o a limitar su habilidad de penetrar a un tubo capilar. Por lo tanto la baja tensión superficial del hipoclorito permite su penetración a zonas de difícil acceso, como los túbulos dentinales.²²

Desventajas.-

Es un agente irritante, citotóxico, el sabor es inaceptable por los pacientes, y por sí solo no remueve el barro dentinario.²¹

Mecanismo de acción.-

Su uso en endodoncia es generalizado en concentraciones que van desde 0.5% hasta el 5.25%. El proceso químico por el cual el NaOCl realiza su acción antimicrobiana ocurre cuando entra en contacto con las proteínas tisulares, haciendo que se forme hidrógeno, formaldehído y acetaldehído. Las cadenas peptídicas se rompen para disolver las proteínas; en este proceso el hidrógeno es sustituido por el cloro con formación de cloramina, que interviene directamente como antimicrobiano, ya que interfiere en la acción oxidativa celular con inactivación enzimática irreversible en la degradación de lípidos y ácidos grasos; de este modo se disuelve el tejido necrótico y el NaOCl penetra y limpia mejor las áreas infectadas.^{21, 22}

Factores que afectan las propiedades del NaOCl.-

Se ha reportado que factores como el aire, la luz, la temperatura, los metales y los contaminantes orgánicos afectan la eficacia de la solución. Al aplicar calor a una solución se aumenta la energía cinética de las moléculas, las cuales contactarán más rápido y producirán la desintegración de las superficies que contacten en un tiempo menor. Por lo tanto el aumento de temperatura tiene un efecto positivo sobre la acción disolvente del NaOCl. Aunque algunos autores demuestran que la habilidad de disolver colágeno por parte del NaOCl en concentraciones de 2.6 y 5.2% a temperatura de 37°C, es igual que a temperatura ambiente. Sin embargo, cuando se aumenta la temperatura, la solución tiende a las 24 horas a deteriorarse, por lo tanto se aconseja mantenerla a temperatura ambiente, y/o temperatura corporal para estabilizarlo. ²¹

Las soluciones de NaOCl son inherentemente inestables, ya que los aniones de hipoclorito se descomponen en iones de cloratos (ClO_3^-) y cloro (Cl^-). La rata de descomposición es dependiente del pH y de la concentración del hipoclorito. En adición, la temperatura, la exposición a rayos UV, son importantes para la cinética de la descomposición. Se ha demostrado que las soluciones son más estables con un pH por encima de 11, mientras que las soluciones concentradas se descomponen mucho más rápido que las soluciones diluidas. ²²

La concentración del NaOCl es otro factor importante en el deterioro de las soluciones. Las soluciones que contienen 5% disponible de cloro han demostrado rápida descomposición a 24°C. Sin embargo, similares encuentros no fueron observados en soluciones al 0.5%. De igual manera, la rata de descomposición incrementa donde el pH de la solución disminuye. ²¹

xxx

Por otra parte el contenido de cloro de las soluciones tiende a disminuir después que los envases sean abiertos, por lo que se recomienda el uso de soluciones frescas, igualmente refieren que los envases más recomendados son los de ámbar, seguidos de los de plástico opaco, verde y por último, blanco. ²²

SOLUCIONES CON FLUORURO

Han sido también indicadas como agentes antibacterianos antes de tratamientos restauradores. Se ha dicho que la deposición de fluor en la interfase diente-restauración puede reducir la micro filtración y servir como reservas de fluor que puede ser usado en casos de mayor actividad cariogénica. ⁶

PRUEBAS DE TRACCION

Es el test más común para probar la adhesión. Se sabe que el control en esmalte es 25,5Mpa. Es necesario que la fuerza de adhesión sea correcta para evitar la microfiltración marginal, las fuerzas de contracción durante la polimerización de la resina y las fuerzas ejercidas durante la masticación. Sin embargo, no se sabe cuanto es suficiente en boca. ²⁰

Son especialmente útiles en experimentos en los que se prueban nuevos sistemas adhesivos y también en los que se alteró algún paso en el procedimiento de la técnica adhesiva y se lo compara con el control. ²⁴

Es necesario que estos tests se hagan en dientes extraídos, en los cuales se elimina la superficie oclusal y se los aplana. Si bien no simulan en nada a cavidades, este paso es esencial para realizar este tipo de tests. ²⁵

Este test se puede realizar inmediatamente después de terminar con el procedimiento de polimerización, también después de 5 minutos lo cual está indicado sobretodo para materiales de autocurado y también se los hace después de 24 horas. Este tiempo de espera es el más realizado por los fabricantes. Se deja a los especímenes a 37°C y con una humedad de 95%, lo que imitaría lo más posible a las condiciones de la boca.²⁵

Los valores para la fuerza de adhesión en self etch primers siguiendo la metodología ISO utilizando un papel de lija de #600 es de 10,4 (1,8).²⁶

HIPOTESIS.-

La utilización de hipoclorito de Sodio sobre la dentina favorece la resistencia adhesiva en sistemas adhesivos de quinta y sexta generación: Optibond Solo Plus y Optibond Solo Plus Self Etch.

OBJETIVOS.-

Evaluar in vitro la influencia en la resistencia adhesiva de la aplicación de hipoclorito de Sodio sobre la superficie dentinaria, usando dos tipos de sistemas adhesivos de generaciones diferentes: Optibond Solo Plus y Optibond Solo Plus Self etch.

Comparar la eficacia en la resistencia adhesiva de dos adhesivos de quinta y sexta generación.

MATERIALES Y MÉTODOS.-

Se utilizaron 40 terceros molares extraídos, sin caries, los cuales fueron limpiados de todo residuo de tejido suave y colocados en suero fisiológico en refrigeración a 4°C por un tiempo no superior a dos meses.

Se eliminó toda la superficie oclusal a través de una fresa de fisura en alta velocidad y con mucha irrigación con el fin de dejar la dentina superficial expuesta.

Se pulió esta superficie manualmente con un papel de lija #600 de marca Fandeli por 60 segundos bajo irrigación con el propósito de formar un smear layer uniforme en todos los cuerpos de prueba. Todos los dientes fueron colocados en un frasco con agua destilada con el fin de no desecarlos.

Se dividió aleatoriamente a los molares en cuatro grupos en lo que se hizo uno de los tratamientos que se describen a continuación.

Grupo 1.-

Se secó la superficie previamente aplanada de cada uno de los molares con papel secante durante 7 segundos cuidando de dejar una superficie brillante. Se colocó a continuación ácido fosfórico 37% (Gel etchant, Kerr, color A2 Orange, CA, 212316) durante 15 segundos, después de lo cual se lavó con abundante agua por 30 segundos de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Luego, se secó con papel secante por 7 segundos aproximadamente.

Se colocó el sistema adhesivo Optibond SoloPlus, (Kerr, Orange, CA, V2611.) siguiendo las instrucciones del fabricante: “con un movimiento de cepillado ligero durante 15 segundos”, se aplicó aire “ligeramente por 3 segundos” y después se polimerizó durante 20 segundos con una lámpara de luz halógena (Coltolux II, Coltene) a 400mW/cm² durante 20 segundos. Luego se aplicó la resina Point 4 (Kerr, Orange, CA, 012698) colocada en incrementos de 2 mm y se fotopolimerizó por 60 segundos con una luz halógena a 400mW/cm² hasta llegar a una altura de 6 milímetros con una forma de cono invertido.

Grupo 2.-

Se secó la superficie previamente aplanada de cada uno de los molares con papel secante durante 7 segundos cuidando de dejar una superficie brillante. Se colocó a continuación ácido fosfórico 37% (Gel etchant, Kerr, Orange, CA, 212316) durante 15 segundos, después de lo cual se lavó con abundante agua por 30 segundos de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Luego, se secó con papel secante aproximadamente por 6 o 7 segundos.

Se colocó a continuación la solución de hipoclorito de sodio al 5,6% con una brochita durante 60 segundos. Se lavó con abundante agua durante 30 segundos y luego se secó con papel secante por 7 segundos.

A continuación se colocó el sistema adhesivo Optibond SoloPlus (Kerr, Orange, CA, V26T) siguiendo las instrucciones del fabricante. Se polimerizó durante 20 segundos con una lámpara de luz halógena (Coltolux II, Coltene) a 400mW/cm². Luego se aplicó la resina Point4 (Kerr, Orange, CA, 012698) en incrementos de 2 mm y se fotopolimerizó por 60 segundos con una luz halógena a 400mW/cm².

Grupo 3.-

Se secó la superficie previamente aplanada de cada uno de los molares con papel secante durante 7 segundos cuidando de dejar una superficie brillante. Se procedió después con la colocación del sistema adhesivo Optibond SoloPlus Self Etch (Kerr, Orange, CA, V2611) siguiendo las instrucciones del fabricante. Es decir se colocó el primer autograbador con “la técnica de cepillado durante 15 segundos”. Se aplicó aire durante 3 segundos y se procedió con la colocación del adhesivo Optibond Solo Plus

“con una técnica de cepillado suave durante 15 segundos”. Se aplicó aire ligeramente durante 3 segundos y por último, se polimerizó durante 20 segundos con una lámpara de luz halógena (Coltolux II, Coltene) a 400mW/cm². Posteriormente, se aplicó la resina Point4 (Kerr, Orange, CA, 012698) colocada en incrementos de 2 mm y se fotopolimerizó por 60 segundos con luz halógena a 400mW/cm².

Grupo 4.-

Se secó la superficie previamente aplanada de cada uno de los molares con papel secante durante 7 segundos cuidando de dejar una superficie brillante. Se colocó a continuación la solución de hipoclorito de sodio al 5,6% con una brochita durante 60 segundos. Se lavó con abundante agua durante 30 segundos y luego se secó con papel secante por 7 Segundos.

Se procedió después con la colocación del primer autograbable Optibond SoloPlus Self etch y del adhesivo Optibond (Kerr, Orange, CA, V2611) siguiendo instrucciones del fabricante. Se polimerizó durante 20 segundos con una lámpara de luz halógena (Coltolux II, Coltene) a 400mW/cm². Luego se aplicó la resina Point4 (Kerr, Orange, CA, 012698) en incrementos de 2 mm y se fotopolimerizó por 60 segundos con una luz halógena a 400mW/cm².

Se colocaron los cuatro grupos en la baño María a 37°C por 24 horas. Luego de las cuales, se colocó a cada par diente-resina dentro de tubos de cobre con acrílico rápido de autocurado para adaptar a la máquina de tracción.

El aparato es una máquina de tracción horizontal, AMSLER, de la casa Schaffhouse Suisse, modelo 02-2H-118 que se encuentra en el laboratorio de resistencia de materiales de la Escuela Politécnica del Ejercito (ESPE).

Los valores obtenidos en Kg se transformados a Mega pascales aplicando la fórmula: $R = F/A$ con R: resistencia, F: fuerza y A: Área.

Los fragmentos obtenidos fueron debidamente identificados y guardados para posterior análisis del tipo de fractura. Para el análisis, se escogieron estrictamente las muestras en las que el tipo de fractura era adhesiva. En caso de tener fallas cohesivas en dentina o en resina, se repitió la muestra.

Ficha técnica de los materiales utilizados.-

	Optibond Solo Plus	Optibond Solo Plus Self E
solvente	etanol	Etanol
pH	2,2	1,9
composición	BIS-GMA, HEMA, GDM, GPDM, etanol, sílica, vidrio de bario, hexafluorosilicato de sodio, CQ,	HFGA-GDM GPDM, etanol, MEHQ, ODMAB, CQ
relleno	15%	
Tamaño de las partículas	0,4 μm	

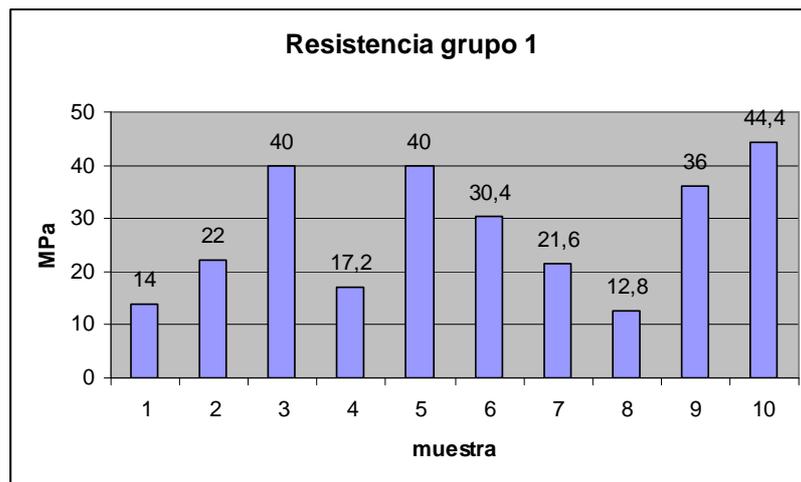
Resina Point 4

Relleno	76% por peso,
	57% por volumen
Tamaño de las partículas	0.4 μm

RESULTADOS.-

Valores Grupo 1.-

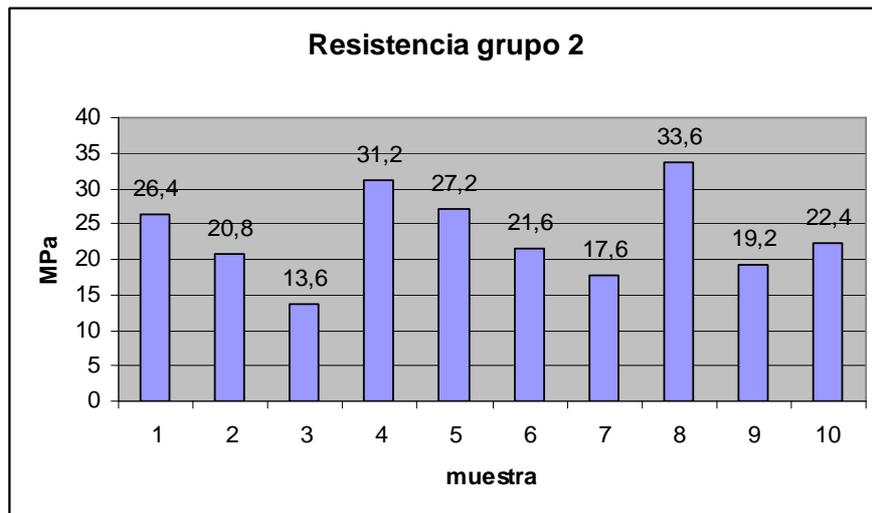
Muestra	Valor en kg	Valor en Mpa
a	3,5	14
b	5,5	22
c	10	40
d	4,3	17,2
e	10	40
f	7,6	30,4
g	5,4	21,6
h	3,2	12,8
i	9	36
j	11,1	44,4



Valores Grupo 2.-

Muestra	Valor en kg	Valor en Mpa
A	6,6	26,4
B	5,2	20,8
C	3,4	13,6
D	7,8	31,2
E	6,8	27,2
F	5,4	21,6

G	4,4	17,6
H	8,4	33,6
I	4,8	19,2
J	5,6	22,4



T-Test entre grupo 1 y 2:

Group Statistics

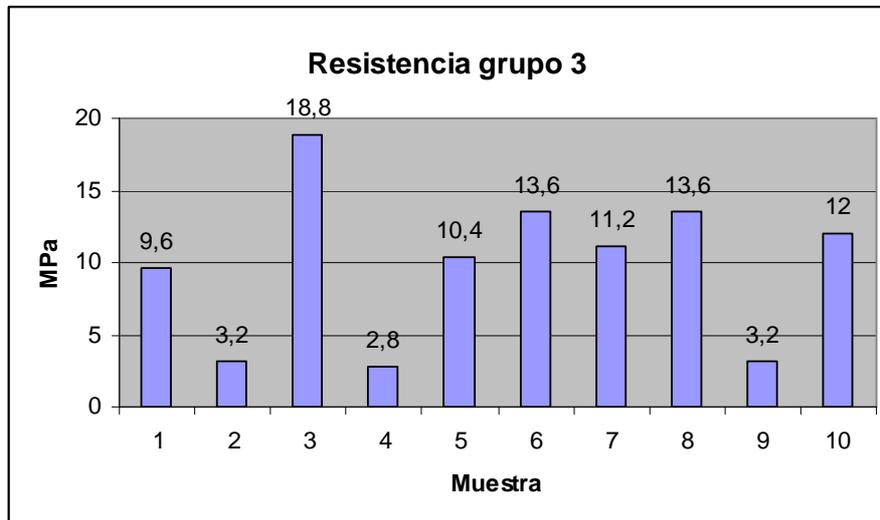
tratam	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
MPa total etch	10	27,840	11,7715	3,7225
total etch NaOCl	10	23,360	6,2059	1,9625

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
MPa	Equal variances assumed	9,141	,007	1,065	18	,301	4,4800	4,2081	-4,3609	13,3209
	Equal variances not assumed			1,065	13,644	,306	4,4800	4,2081	-4,5676	13,5276

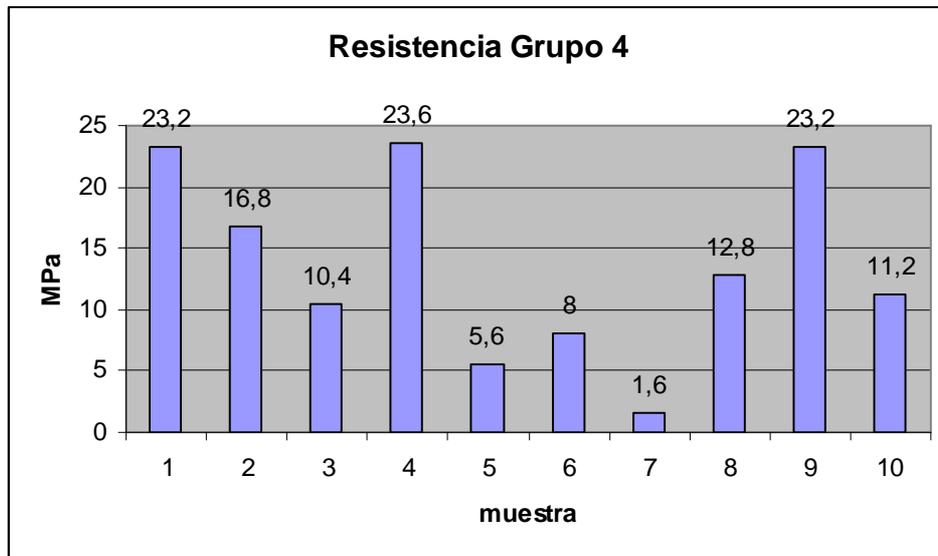
Valores grupo 3.-

Muestra	Valores en kg	Valores en MPa
a	2,4	9,6
b	0,8	3,2
c	4,7	18,8
d	0,7	2,8
e	2,6	10,4
f	3,4	13,6
g	2,8	11,2
h	3,4	13,6
i	0,8	3,2
j	3	12



Valores grupo 4.-

Muestra	Valor en kg	Valor en MPa
a	5,8	23,2
b	4,2	16,8
c	2,6	10,4
d	5,9	23,6
e	1,4	5,6
f	2	8
g	0,4	1,6
h	3,2	12,8
i	5,8	23,2
j	2,8	11,2



T-Test entre grupos 3 y 4

Group Statistics

tratam	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
MPa self etch	10	9,840	5,3039	1,6772
self etch NaOCl	10	13,640	7,8212	2,4733

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
MPa	Equal variances assumed	2,244	,151	-1,272	18	,220	-3,8000	2,9884	-10,0783	2,4783
	Equal variances not assumed			-1,272	15,833	,222	-3,8000	2,9884	-10,1405	2,5405

DISCUSION.-

Los resultados obtenidos en cada grupo son bastante variables. Por ejemplo, en el primer grupo, la resistencia mínima obtenida es de 12,5 MPa mientras que la máxima es de 44,4 Mpa. Esta diferencia tan grande puede tener varios motivos detallados a continuación:

El primer motivo puede ser la selección de dientes. En este estudio se escogieron terceros molares no cariosos extraídos en un tiempo menor a dos meses.

No se tomó en cuenta la edad del paciente, elemento importante debido a las diferencias histológicas de la dentina con relación a la edad. Así, con el tiempo, se forma más dentina peritubular y tenemos mayor presencia de dentina esclerótica; en resumen la edad influye en el grado de contenido orgánico e inorgánico de la dentina por lo que el grado de adhesión varía²⁶. Se usó también dientes en los que no se había cerrado el ápice y que en algunos casos podrían no haber erupcionado aún, por lo que en ellos encontraríamos dentina primaria.^{1,2}

Así mismo, se sabe si los terceros molares estuvieron en oclusión, lo que diera como resultado dentina secundaria.²

El siguiente motivo es la estandarización de la distancia de la dentina hasta la pulpa. En el estudio, se utilizó la dentina que se presentaba después de la eliminación del esmalte coronal sin tomar en cuenta la proximidad de la pulpa lo que modificaría la densidad de los túbulos y por consiguiente el grado de mineralización por lo que la adhesión sería diferente.³¹

El hipoclorito de sodio es una sustancia capaz de remover completamente el colágeno. Se lo ha utilizado después del condicionamiento ácido ya que podría dar como resultado un incremento en la permeabilidad de la dentina provocando una mejor difusión del primer. ¹⁵

Además la adhesión podría ser más predecible si es que se trataría directamente con la hidroxiapatita de la dentina, removiendo la matriz de colágeno. ^{14, 15}

La interfase dentina-resina podría también ser mas durable, ya que no se tendría la malla de colágena no impregnada que se debilita en presencia de agua y saliva. ¹⁴ Por esto, se obtendría valores mayores de resistencia adhesiva, mejor retención de las restauraciones y la prevención de filtración marginal lo que reduciría la posibilidad de caries secundaria. ¹⁵

En otros estudios en los que se ha utilizado hipoclorito de sodio en sistemas adhesivos de quinta generación “total etch”, se ha encontrado valores mayores, menores o iguales de resistencia adhesiva dependiendo del tipo de adhesivo que se haya utilizado. ^{32,}

³³ En el estudio realizado, se encuentra una disminución no estadísticamente significativa ($p=0,007$). ²³

Se ha demostrado que la acción del hipoclorito de sodio, luego del acondicionamiento ácido, incrementa el diámetro de los túbulos dentinarios de 1,8 a 4 μm debido a la destrucción del colágeno alrededor de los túbulos disminuye el área de dentina intertubular. ³² El tamaño de las partículas de relleno de Optibond Solo Plus es de 0,4 μm , quienes penetrarían dentro de los túbulos agrandados por el hipoclorito formando resin tags más fuertes. Además la dentina sería más permeable por lo que el adhesivo penetraría en la totalidad de la capa desmineralizada ¹⁵. Asimismo la colocación de

adhesivo sobre la hidroxiapatita directamente produciría una interfase homogénea de grosor igual.¹⁵

El tratamiento con ácido e hipoclorito produce una superficie dentinal diferente que contiene poros dentro de una matriz mineralizada.³² El pH de Optibond Solo Plus es de 2,2, lo suficientemente ácido como para redesmineralizar la superficie dentinal, y así lograr valores de adhesión aceptables y similares al de los estudios en los que no se ha utilizado hipoclorito.³²

El efecto positivo del hipoclorito de sodio en la resistencia adhesiva se puede explicar también por la utilización de acetona como solvente. Esta tiene mayor capacidad de difusión así como también mayor capacidad de desplazar al agua.^{28,29}

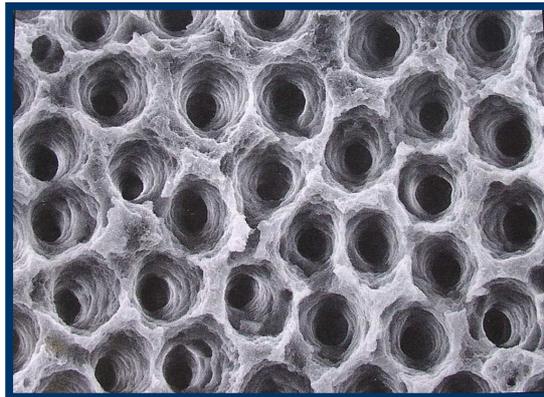


Figura 2: dentina desmineralizada tratada con NaOCl al 10% durante 2 minutos

Por otro lado, en un estudio de Perdigao, la utilización de Hipoclorito de Sodio disminuyó la resistencia adhesiva a pesar de tener resin tags más grandes. Las prolongaciones de resina en los túbulos dentinales son frágiles por lo que contribuyen poco a la adhesión.^{34,11} Por esto, Perdigao concluye que es fundamental la integridad y

calidad de la matriz colágena dentro de la adhesión. Además se ha demostrado que los resin tags contribuyen en un 30% de toda la fuerza adhesiva.³⁵

Se argumenta que la aplicación de gel Hipoclorito de Sodio no remueve completamente el smear layer pero altera las características morfológicas y la configuración espacial de las fibras colágenas en la capa híbrida.³⁴

Se ha demostrado que después de la aplicación de NaOCl, aparece una recristalización que puede ser responsable de un cambio en la tensión superficial de la dentina por lo que el bonding penetraría de forma diferente, disminuyendo los valores en la resistencia adhesiva.³⁴

Debido a que la tensión superficial del NaOCl es baja, existen cambios significativos en la capa de dentina justo bajo la zona de desmineralización. Estos cambios debilitan la dentina sana por lo que puede ser más susceptible a filtración en el futuro. En definitiva, la acción de Hipoclorito de Sodio es incierta, por lo que no se recomienda usarlo aún en pacientes.³⁴

Asimismo, los adhesivos que tienen como solvente agua y etanol se difunden más lento por lo que puede que el tiempo que se espera antes de polimerizar no permita la completa difusión del primer en la dentina.¹⁵ De esta manera, porosidades nanométricas de dentina intertubular creadas por el hipoclorito no serían recubiertas por el adhesivo dejando interfases. Esto puede explicar porque se puede obtener valores más bajos en la resistencia cuando se utiliza hipoclorito de Sodio con un adhesivo de quinta generación con solvente acetona.¹⁵

En definitiva, la adhesión cuando se utiliza hipoclorito de Sodio no se da por la capa híbrida sino por los resin tags.

Cuando se considera las dos pruebas con adhesivos de sexta generación, se observa un incremento en la adhesión que no es considerable ($p=0,151$). Sin embargo, el promedio del grupo 4 es mayor al del grupo 3. Es decir que el hipoclorito mejoró levemente la resistencia adhesiva y esto puede deberse a la propiedad del hipoclorito de sodio de disolver parcialmente a las fibras colágenas, y a la desestabilización de las moléculas que componen la dentina. Además de todo lo ya mencionado sobre la modificación de la superficie dentinal por el NaOCl que daría lugar a una dentina más permeable en la que el self etch primer penetraría mejor.^{14,15,34}

El smear layer tiene un efecto tampón que neutraliza el ácido del self etch primer.³⁶ De la misma manera, Jaques demostró que el acondicionamiento de la dentina con EDTA al 24% antes de colocar el self etch primer, mejoró considerablemente los valores de la resistencia. Esto puede deberse a la modificación del smear layer por parte del EDTA que haría a la dentina más permeable y así, la impregnación sería mejor.¹³

Si comparamos los grupos 1 y 3, los valores de resistencia varían considerablemente. Los mejores resultados fueron obtenidos utilizando total etch siguiendo las instrucciones del fabricante. Los valores obtenidos utilizando “self etch” fueron bastante bajos. Esto puede deberse al smear layer que reduce considerablemente la permeabilidad de la dentina. Cuando utilizamos total etch, el ácido elimina completamente el barrillo dentinario mientras que el “self etch” lo incorpora.¹¹

Parecería ser que en cavidades donde no hubiese smear layer, los sistemas self etch tuvieran mejor resultado. Esto es por ejemplo en lesiones cervicales no cariosas, donde el

self etch limpia la zona del biofilm y desmineraliza lo suficiente para retener una restauración resinosa.⁵

CONCLUSIONES

La hipótesis que queríamos probar es falsa en sistemas de quinta generación ya que los resultados entre los grupos 1 y 2 son estadísticamente insignificantes, lo que quiere decir que el hipoclorito de sodio no influyó en la resistencia adhesiva.

En cuanto al sistema adhesivo de sexta generación, la hipótesis es verdadera ya que la resistencia adhesiva aumentó considerablemente.

CONSIDERACIONES.-

Se ha discutido durante bastante tiempo la biocompatibilidad y la citotoxicidad de los materiales dentales. Si bien ha sido común escuchar que los materiales que disponemos en el mercado son biocompatibles y que las causantes de la irritación pulpar son las bacterias y sus toxinas, se ha demostrado en varios estudios que la actividad química de los materiales dentales es una de las principales causas de irritación pulpar.³⁷ Existen varios factores que influyen en la reacción pulpar como la edad del paciente, la distancia entre el piso de la cavidad y la pulpa, la citotoxicidad del material, el procedimiento de aplicación del material restaurador, la presencia de bacterias, etc. Esta irritación comienza histológicamente con una disrupción en la capa odontoblástica, células aspiradas dentro de los túbulos dentinales, neutrófilos y macrófagos sobretodo, así como también vénulas congestionadas. También existe deposición de dentina terciaria. Esto puede degenerar y transformarse en una necrosis del tejido pulpar.³⁷

Con la técnica de “total etch”, logramos la remoción del smear layer y el agrandamiento de la apertura de los túbulos lo que causa una respuesta inflamatoria pulpar si es que el piso de la cavidad esta a menos de 300 μ m.³⁷

Por otro lado, la capa híbrida provee de elasticidad a la restauración. Si retiramos la capa híbrida, la restauración es mas susceptible de fractura.⁵

La otra consideración a tomarse en cuenta es que el hipoclorito de sodio puede descomponerse y liberar moléculas de oxígeno, las cuales pueden inhibir la polimerización del adhesivo y así comprometer la resistencia mecánica de las superficies adheridas. Por este motivo, se debe lavar bien para asegurarse de eliminar cualquier residuo de hipoclorito de sodio del fondo de la cavidad.³³

Bibliografía.-

1. Ferraris y Muñoz. Histología y embriología bucodental. Panamericana: Madrid. 2003.
2. A.R. Ten Cate. Oral Histology, development, Structure and Function. Mosby: Missouri. 1998.
3. Abramovich. Histología y embriología. Ed Panamericana: Buenos aires. 1999.
4. Eldarrat Aziza, High Alec et Kale Girish. In Vitro analysis of “smear layer” on human dentine using ac-impedance spectroscopy. Journal of Dentistry 32, 547-554. 2004.
5. Henostroza Gilberto. Adhesión en odontología Restauradora. Maio: Curitiba.2003
6. Bocangel et all. Influence of disinfectant solutions on the tensile bond strength of a fourth generation dentin bonding agent. Pesquisa Odontologica Brasileira. (14), 2. Junio 2000.
7. Oliveira Sofia et all. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dental Materials. (19): 758-767. 2003
8. Phillips. Science of dental materials. Elsevier science. USA. 2003.
9. Hashimoto et all. The effect of the Hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. Dental Materials. (16) 406-411. 2000.
10. Bottino et all. Metal Free. Ed Artes Médicas latinoamérica. Brasil:2000.
11. Carpena et all. Adhesión dental: actual nivel de calidad y perspectivas futuras. Quintessence (ed. Esp). 16(5): 276-287.2003.
12. Breschi et all. Immunohistochemincal analysis of Collagen Fibrils within the Hybrid layer: a FEISEM study. Operative Dentistry. (29).5:538-546. 2004
13. Jaques Paula, Hebling Josimeri. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. Dental Materials. (21): 103-109. 2005.
14. Vargas et all. Resin-Dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. Operative Dentistry. (22). 159-166. 1997.
15. Saboia, Rodrigues y Pimenta. Effect of collagen removal on shear bond strength of two single-bottle adhesive systems. Operative Dentistry. (25):395-400. 2000

16. Pimenta et all. Stability of dentin Bond Strenghts using different bonding techniques. After 12 months: total etch, deproteinization and self etch. Operative Dentistry. (29) 5:592-598. 2004.
17. Say et all. In Vitro cavity disinfectants on the bond strength of dentin bonding systems. Quintessence Int. 35(1): 56-60. 2004.
18. Sung et all. Effects of various irrigation solutions on microleakage of Class V composite restoratos. J Prosthet Dent. (91): 265-267. 2004
19. Gurgan et all. Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. Journal of Oral Rehabilitation. 26(10):836. 1999.
20. Ali Al-Ehaideb et all. Shear Bond strength of “one bottle” dentin adhesives. J Prosthet Dent, (84):408-412. 2000.
21. Cohen y Burns, Vías de la Pulpa. Mosby: Madrid. 1999.
22. Walton y Torabinejad. Endodoncia principios y práctica. McGraw Hill
23. Sung et all. Effect of irrigation solutions on dentin bonding agents and restorative shear bond strength. J Prosthet Dent (87): 628-632. 2002
24. Sensi et all. Dentin Bond Strenght of Self etching primers/ adhesives. Operative Dentistry. (30). 63-68. 2004
25. Reality
26. Koibuchi et all. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. Dental Materials (17): 122-126. 2001.
27. Perdigao et all. The Effect of a re-wetting agent on dentin bonding. Dental Materials. (1999) 282-295. 1999
28. Cho y Dickens. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. Dental Materials. (20):107-115. 2004
29. Gregoire et all. Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water- and solvent-based dentin bondin systems. J Prosthet Dent. (87):633-641.2002.
30. Abdalla A. I. Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives : A new test method. Journal of Oral Rehabilitation. (31): 379-384. 2004.

31. Manocci et al. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dental Materials*, (20): 293-296. 2004.
32. Prati, Chersoni et Pashley. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dental Materials*. (15): 323-331. 1999.
33. Uceda-Gómez et al. Effect of sodium hypochlorite on the bond strength of an adhesive system to superficial and deep dentin. *J Appl Oral Sci*. 11 (3): 223-228. 2003.
34. Perdigao et al. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dental Materials*. (16):311-323. 2000.
35. Giachetti et al. Investigation into the nature of dentin resin tags: a scanning electron microscopic morphological analysis of demineralized bonded dentin. *J Prosthetic Dentistry*. (92): 233-238. 2004
36. Gregoire et al. Dentin permeability: Self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*. (90):42-49. 2003.
37. De Souza Costa et al. Response of human pulps following acid conditioning and application of a bonding agent in deep cavities. *Dental Materials* (18): 543-551. 2002.
38. Ceballos et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *Journal of Dentistry*. (31): 469-477. 2003
39. Shirai et al. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dental Materials*. (21): 110-124. 2005
40. Yamauti et al. Degradation of resin-dentin bonds using NaOCl storage. *Dental Materials*. (19):399-415. 2003
41. Lopes et al. Dentin Bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time. *Operative Dentistry*. (28) 429-439. 2003
42. Ikemura et al. Bonding mechanism and ultrastructural interfacial analysis of a single-step adhesive to dentin. *Dental Materials*. (19): 707-715. 2003
43. Schulze et al. Effect of hydration variability on hybrid layer properties of a self-etching versus an acid-etching system. *Biomaterials*. (26): 1011-1018. 2005
44. Loguercio et al. Influence of specimen size and regional variation on long-term resin-dentin bond strength. *Dental Materials*. (21): 224-231. 2005

45. Phrukkanon et al. The influence of the modification of etched bovine dentine on bond strengths. Dental Materials (16): 255-265. 2000.
46. Rocha et al. Mechanical stability of resin-dentin bond components. Dental Materials. (21): 232-241. 2005