



UNIVERSIDAD DE CHILE

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA
RESTAURADORA.**

**“EFECTO DEL ENVEJECIMIENTO SOBRE LA ADHESIÓN A
DENTINA, DE DOS DIFERENTES SISTEMAS ADHESIVOS”**

Nombre del Alumno:

Rolando Alberto Schmidt Zúñiga.

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

Nombre:

TUTOR PRINCIPAL

Gustavo Moncada.

TUTORES ASOCIADOS

Nombre:

Eduardo Fernández G.

**Santiago – Chile
2006**



UNIVERSIDAD DE CHILE

**FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLÓGÍA
RESTAURADORA.**

**“EFECTO DEL ENVEJECIMIENTO SOBRE LA ADHESIÓN A
DENTINA, DE DOS DIFERENTES SISTEMAS ADHESIVOS”**

Nombre del Alumno:

Rolando Alberto Schmidt Zúñiga.

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

Nombre:

TUTOR PRINCIPAL

Gustavo Moncada.

TUTORES ASOCIADOS

Nombre:

Eduardo Fernández G.

**Santiago – Chile
2006**

A mi madre.

Agradecimientos:

- 1-. A mi familia por el apoyo de todos estos años.
- 2-. Al Dr. Gustavo Moncada por la paciencia para ayudarnos en este trabajo y conseguir todo el apoyo que obtuvimos de la empresa privada para llevar a cabo este estudio.
- 3-. Al Dr. Eduardo Fernández por todo el trabajo en este período y su importante e incondicional amistad.
- 4-. A 3M Espe Chile, por su gentil donación de adhesivos y horas de máquina de tracción para realizar este trabajo personificado en Marcela Ortuondo.
- 5-. Al Dr. Alejandro Oyarzún por corregir el protocolo y darnos la bibliografía necesaria para sustentar mejor nuestra discusión.
- 6-. A Don Patricio Sepúlveda Padre, por toda su ayuda durante la carrera, ya que siempre me apoyó con todo lo que tuviera a su alcance como alumno o dirigente del CDO.
- 7-. A Luis Aguila por su paciencia para facilitarnos el laboratorio en las largas jornadas de trabajo.
- 8-. A la Ivonne y sus fotocopias sin las cuales no llego acá.

Índice:

	Páginas:
1. Introducción	7 – 10.
2-. Marco Teórico	11 - 51.
• Dentina esclerótica y adhesión a dentina.	21 – 23.
• Cambios microestructurales en la dentina Esclerótica.	23 – 26.
• Distribución Mineral	26 – 27.
• Estado del colágeno al interior de la capa Hipermineralizada	27.
• Problemas de adhesión en dentina esclerótica.	28 – 32.
• Adhesión : Generalidades .	33.
• Historia de los adhesivos su evolución y Características	34 – 47.
• Características de los adhesivos a usar	48 – 51.
3-. Hipótesis	52.
4-.Objetivos generales	52.
5-.Objetivos específicos	52.
6-.Materiales y Método	53 – 50.
7-.Resultados	61 – 63.
8-.Discusión	64 – 68.
9-.Conclusiones	69 – 70
10-. Resumen	71.
11-. Bibliografía	73 – 81.

Introducción.

Desde la antigüedad la odontología ha evolucionado desde una práctica meramente empírica, a una disciplina científico-clínica. Donde hoy ya se logran diferenciar no sólo una serie de patologías, sino diversos factores etiológicos de la enfermedad; Lo cual, nos ha obligado con el tiempo a desarrollar múltiples especialidades. Sin embargo, no solo la variación de los factores etiológicos y su elucidación han hecho variar la praxis actual, sino también las necesidades propias de cada individuo, el cual se influencia por su medio social. Así actualmente, existen una serie de tratamientos que pertenecen al la praxis del odontólogo general y que responden a una necesidad estética, debido a las altas exigencias y estándares estéticos que involucran a un individuo en sociedad. Entre ellos podemos nombrar, las terapias de blanqueamiento, carillas cerámicas y de resina por ejemplo.

La odontología restauradora moderna, no ajena a esto ha vivido durante los últimos años una verdadera revolución, fue así como Bonocuore, introdujo la técnica del grabado ácido del esmalte en 1955, donde, reportó que si se acondicionaba con ácido fosfórico al 85%, por 30 segundos el esmalte, se podía alterar la superficie de este, “volviéndolo mas receptivo a la adhesión”, y logrando que la resinas acrílicas pudieran unirse a su superficie.(1)

Lo cual podría ser utilizado en restauraciones clase III, IV y sellantes de puntos y fisuras (2).

Más a pesar de que dicho descubrimiento consta ya de más de 50 años, la técnica de grabado ácido de los tejidos duros del Dr. Buonocore es ampliamente difundida en la actualidad, aunque la tendencia de hoy es utilizar ácido fosfórico al 37 %, ya que se ha visto que concentraciones mayores logran una menor formación de microporos y concentraciones menores del ácido, aumentan la velocidad de formación de estos (efecto inverso) (3). Ahora el porqué se utiliza en ácido fosfórico y no otro, tiene que ver con afinidad del ácido por la estructura dentaria y su composición (hidroxiapatita) tanto como la reactividad con este. Ya que otros como el clorhídrico o el láctico han demostrado ser demasiado o poco reactivos respectivamente.(3)

Fué así como Bowen en 1960 sintetizó el primer “co-monómero activo de superficie”. Cervident de SS White. Y que demostró tener bajos resultados clínicos, donde algunos estudios mostraron bajísimas fuerzas de unión, del orden de 1 a 3 Mpa. (4) esto , antes mencionado fue el puntapié inicial para llegar a los nuevos sistemas adhesivos los cuales poseen valores de adhesión del orden de los 20 a 30 mpa (4). (5) (6) y que además poseen mucha mayor simplicidad operatoria ya que redujeron la cantidad de pasos que en las primeras generaciones eran múltiples con igual cantidad de botellas.(2)(7)

Ahora, durante su desarrollo los adhesivos fueron clasificados en familias, de acuerdo a la cantidad de pasos clínicos a seguir siendo los más difundidos y utilizados los de quinta generación (2 pasos clínicos) y que corresponden a sistemas adhesivos monobotella en el cual se incluyen adhesivo y primer que se utilizan luego de un grabado ácido previo, y los de sexta generación (un paso clínico), que corresponden a adhesivo/primer y sistema grabante, todo en uno y que en vez de retirar el barro dentinario como los de quinta por el grabado ácido previo, actúan por disolución de este.(4)(2)(7)

La amplia difusión de estos sistemas adhesivos, tanto como la mejora que han tenido de sus propiedades mecánicas desde aquellos adhesivos creados en 1960, hace que hoy la odontología restauradora clínica no pueda concebir una praxis sin estos elementos. y es más, ha obligado a que en estos días los mayores esfuerzos científicos estén abocados al desarrollo y mejoramiento tanto de los actuales, como de nuevos sistemas adhesivos para llegar a mejorar todos aquellos aspectos que a la odontología interesan, tales son.

La disminución de interfases, la creación de una interfase durable y ojalá insoluble en el tiempo, la disminución de la sensibilidad post operatoria, disminución de la cantidad de tejido dentario sano removido post tratamiento sumándose a todo esto la disminución a cero del microfiltrado de las restauraciones.

Esto ha hecho que existan estudios que analicen el comportamiento de dichos adhesivos asociados a múltiples variables, tales son, niveles de adhesión a dentina sana, afectada, e infectada, niveles de adhesión a dentina primaria , sumándoles a todos ellos diferentes variables , tiempos de grabado, número de capas de adhesivo etcétera.

Hoy uno de los temas importantes de analizar y valorar que no ha sido sujeto a mayores estudios, es el de la variable del sustrato biológico que nos presenta la dentina presente tanto en pacientes senescentes, como bruxópatas o asociada a procesos infecciosos en que hubo una respuesta secretora.

Por lo anteriormente dicho realizaremos un estudio “in Vitro” de la propiedades físicas de 2 adhesivos los cuales, serán sometidos a fuerzas de tracción, para valorar la fuerza de adhesión desuniendo el sistema. Siendo este estudio entonces diseñado para establecer una comparación a la resistencia microtraccional de dichos sistemas de adhesivos, dentinarios al ser utilizados sobre dentina adulta asociada a un proceso de envejecimiento tanto sobre dentina joven. Y así establecer el valor de adhesión real de ambos.

Marco Teórico

La dentina es un complejo biológico hidratado, que varía en su composición estructural según la ubicación dentro del diente y que además se va modificando con estímulos funcionales como, la edad, función etc. Llevando esto a que existan diferentes clasificaciones y formas de dentina. (8) Estas formas están pobremente definidas desde el punto de vista estructural y sus propiedades; cuando estas variaciones dentro del mismo tejido podrían ser las más importantes dentro de la odontología restauradora.(8)

Algunas reconocidas variaciones de la dentina la clasifican en:

1-. Dentina primaria, 2-. Secundaria, 3-. Reparativa o terciaria, 4-. Esclerótica, 5-. Transparente 6-. Cariada , 7-. Remineralizada e hipermineralizada. (8).

Todas ellas, reflejan cambios, que nos llevan a pensar como afecta esta variación los procesos restauradores de la odontología.

La dentina primaria, se forma durante el desarrollo embrionario del diente, su volumen y conformación reflejan la forma del diente.

La dentina se compone cerca de 50% de mineral (vol%) en formas ricas en carbonato y en un 30% vol por contenido orgánico, que es mayormente representado por colágeno I. Existe un 20% de fluido como plasma que aún no esta muy bien caracterizado. (9) (10)

La dentina, esta atravesada por pequeños túbulos llamados túbulos dentinarios, que le dan importantes características a este tejido y que representan el camino que deja el proceso odontoblástico desde la pulpa hasta el límite amelo/dentinario o desde el cemento hasta la cámara pulpar.

Los túbulos dentinarios convergen en a la cámara pulpar, lo que determina que su forma orientación y densidad varíen de acuerdo a la ubicación dentro del diente. (2) la densidad de los túbulos es menor a nivel del límite amelodentinario que a nivel de la pulpa ya que a nivel pulpar según algunos investigadores la densidad de túbulos por unidad de superficie es de unos 45,000 por mm², y a nivel amelodentinario solo son cerca de 20.000 por mm². Algunos incluso consideran que los túbulos en un corte transversal representan cerca del 22-28% del área cercana a la pulpa y sólo 1 a 4% en el área cercana al esmalte. (2) Menores densidades de túbulos se encuentran en la raíz. (8)

Los túbulos en su interior contienen el proceso odontoblástico, como también fluído dentinario, el cual es un fluído tipo plasma que va en los túbulos, bajo una leve pero constante presión de salida desde la pulpa. (2) (11), Calculada en unos 25-30 mm Hg.

En la mayor parte de su curso, el lúmen del túbulo esta circunscrito por dentina peritubular altamente mineralizada, con muy bajo contenido orgánico. (12)

y que a su vez se encuentran rodeados por dentina intertubular, compuesta principalmente por colágeno tipo I y cristales ricos en carbonato, en una proporción menor que los cristales encontrados en el esmalte, y con un porcentaje mayor de carboxiapatita (4-5%) (8) . (Fig 1)

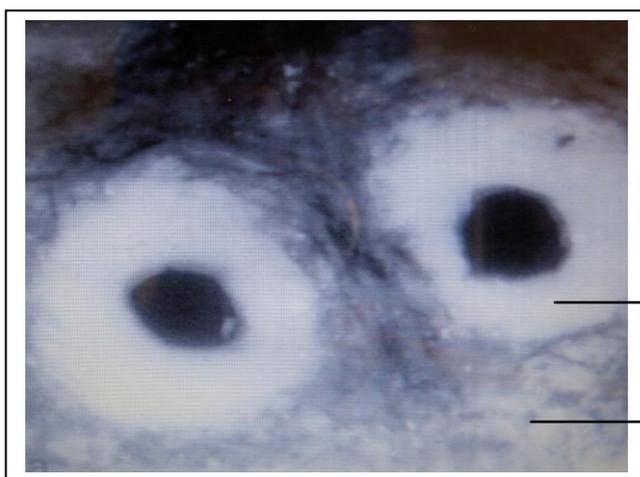


Fig 1: Imagen de microscopio de fuerza atómica de dentina pulida, fácilmente apreciable la dentina peri e intertubular .

Imagen de : Grayson W. Marshall Jr, Sally J. Marshall, John H. Kinney, Mehdi Balooch. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. Jour.dent.1997; Vol.25:441-458.

→ Dentina Peritubular.

→ Dentina Intertubular.

Si observamos el diámetro tubular y la densidad desde el punto de vista del contenido mineral, algunos estudios muestran que el área de porcentaje tubular varia de 22% (diámetro) a 2,5 um cercano a la pulpa a un 1% (diámetros) a 0.8 um de la unión amelodentinaria. Así el área intertubular varía desde un 12% en la predentina a un 96 % cercano al límite amelodentinario. Mientras la dentina peritubular va de un 60% a 3%.(8) (9)(13)

Los marcados cambios entonces que tiene este sustrato, tanto reaccionalmente como intrínsecamente determinarán que este sea para la adhesión siempre

distinto, así también, hay estudios que dicen que mientras mas superficial la dentina (hacia el limite amelodentinario) mayores serán las resistencias traccionales. (8),(14),(15).

Lo cual probablemente se deba a que varía la cantidad de sustrato inorgánico disponible para la adhesión así como condiciones de hidratación. (16)

En mediciones de dureza realizadas en dentina peritubular e intertubular (ver tabla1) , la dentina intertubular demostró tener un valor de dureza menor a la dentina peritubular y que además dependía de la cercanía al límite amelodentinario. Siendo mas dura a nivel amelodentinario que a nivel pulpar. Sin embargo, la dentina peritubular obtuvo valor similar independiente de la cercanía o distancia de la pulpa. (1)

Tabla 1: Propiedades mecánicas de esmalte y dentina humana.

Extraídos de Grayson W. Marshall Jr, Sally J. Marshall, John H. Kinney, Mehdi Balooch. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. Jour.dent.1997; Vol.25:441-458.

	<i>Enamel</i>	<i>Dentin</i>	<i>Peritubular dentin</i>	<i>Intertubular dentin</i>
Compressive strength (MPa)	95-140	230-370		
Young's modulus (GPa)	9-90	10.1-19.3	29.8	17.7-21.1
Shear strength (MPa)	90.2	35-138		
Tensile strength (MPa)	8-35	31-104		
Microhardness (GPa)	3.2-4.4	0.25-0.8		
Nano-hardness (GPa)	3.1-3.4		2.3-2.5	0.13-0.51

Hemos nombrado la dentina de diferentes formas, sin embargo, fue Cox et al. el que introdujo muchos de los términos que hoy utilizamos. La dentina secundaria es la que resulta en un constante estrechamiento de la cámara pulpar,

caracterizándose por su estructura tubular regular, que es similar a la dentina primaria pero con cambios en la orientación tubular. (17) (12)

La dentina terciaria, también llamada reparativa o reaccional es depositada en algunas áreas determinadas al interior de la cámara pulpar como respuesta a una noxa como abrasión o caries. Es decir, es una respuesta protectora, reparativa a una noxa, con una estructura tubular pobre.

Dentro de las lesiones que usualmente enfrentamos en la odontología tradicional se encuentran las llamadas lesiones cervicales, que aún no tienen una solución terapéutica real. Dichas lesiones obedecen a diferentes causas y así se clasifican, tales son : abfracciones , abrasiones, erosiones. Y que, afectan sin duda el sustrato sobre el cual practicamos la adhesión.

Estas lesiones aumentan con la edad, y su prevalencia varía de un 5-85% según Levich. (18). Los términos de transparente, esclerótica, han sido utilizados para describir a la dentina que subyace las lesiones cervicales y que presenta obliteración tubular. (8)

Sin embargo la translucidez dentinaria ocurre antes de que los túbulos dentinarios se encuentren obliterados con mineral. y en el caso de que esta esclerosis sea fisiológica mostrará menor grado de obliteración tubular respecto la que obedece a algún factor etiológico donde la cantidad de túbulos obliterados será mayor.

Según diversos estudios, el fenómeno de obliteración tubular obedecería al aumento de la dentina peritubular, lo que no quiere decir, que en la dentina intertubular no ocurra un proceso de hipermineralización, el cual también ocurre. (8)

Según Van Merbeek (7) durante la adhesión a dentina esclerótica, la capa híbrida formada es de mucho menor espesor, que una capa híbrida normal y no exhibe formación de tags como la de la dentina oclusal normal.

Un prerequisite para la buena adhesión, es el contacto íntimo entre agente adhesivo y el sustrato, sobre el cual nos queremos unir. Así la constante humedad que posee la dentina nos plantea un problema al momento de querer adherirnos a ella. (8) Así, a menos que el agente adhesivo sea capaz de desplazar o ser afín al líquido que constantemente sale desde la pulpa, será muy difícil lograr una buena adhesión estable y durable. Así esta condición ha llevado a variados estudios acerca de la permeabilidad dentinaria, la cual es variable y depende del lugar en donde se mida, siendo mayor en los cuernos pulpares y cerca de la pulpa. (1)(7)(18). Lo cual tiene estrecha relación con la densidad de túbulos y con el diámetro de estos.

Sin embargo, la humedad y las constantes modificaciones del sustrato, debido a los estímulos externos no son las únicas dificultades que existen para adherirse a la dentina, así, una capa denominada de barro dentinario que ocluye los

túbulos dentinarios en los llamados Plugs, se forma consecutiva a la instrumentación de la dentina durante la remoción de caries. (1) (7) (11)

Dicho barro dentinario está compuesto principalmente de detritos de la instrumentación (colágeno desnaturalizado y mineral) (19).

Pashley ha sugerido que la longitud de los plugs varía según el diámetro de los túbulos que le dieron origen. Y según Swift estos van de 0.5 a 5 μm de espesor (2)

Existen ventajas y desventajas en dejar o sacar la capa de barro dentinario según Pashley, la mayor desventaja de dejar la capa de barro dentinario es la baja adhesión que se obtiene al sustrato. (20) (21) llegando a ser de 1-10 Mpa , lo cual sin duda, no alcanza a contrarrestar la fuerza de contracción de las resinas a las cuales se unen.(2)

Así la mayoría de los adhesivos actuales remueven la capa de barro dentinario para lograr una buena adhesión en base a una técnica de grabado de la dentina peritubular e intertubular. (8)

Desde hace un tiempo hasta ahora la aplicación de una buena técnica de grabado parece ser necesaria para obtener una buena adhesión, es decir un grabado que deje una capa de colágeno expuesta como para crear una buena trabazón mecánica con el adhesivo a utilizar, pero no lo suficientemente grande como para no permitir que el adhesivo difunda la suficiente como para abarcar

totalmente el colágeno expuesto, sin dejar una capa de colágeno sin cubrir. Los ácidos actuales actúan grabando la dentina peritubular y la dentina intertubular, resultando esto en una intrincada malla de colágeno expuesta que es fácilmente colapsable. (Ver figura 2).

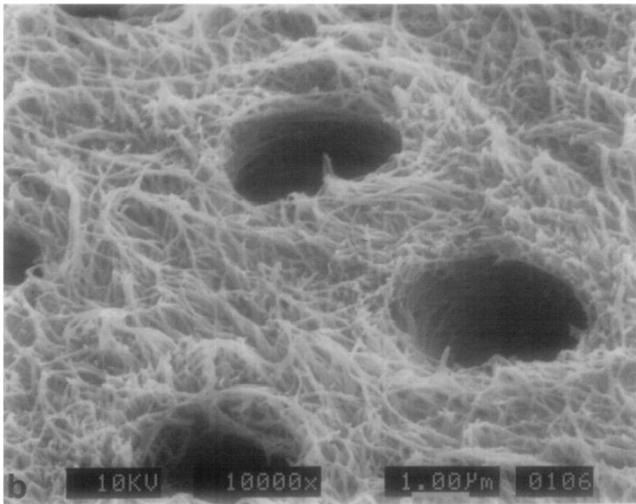


Fig 1: Imagen de Microscopia electronica de barrido de dentina desmineralizada hidratada.

Imagen de : Grayson W. Marshall Jr, Sally J. Marshall, John H. Kinney, Mehdi Balooch. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. Jour.dent.1997; Vol.25:441-458.

El proceso de grabado es sí provoca un determinado grado de colapso dentro de la malla colágena que esta siendo expuesta (18%) aproximado, especialmente cuando las superficies se secan. Para prevenir el colapso de la malla colágeno Nakabayashi, explico que el cloruro férrico en adición a ácido cítrico servía para estabilizar el colágeno durante el proceso de grabado. Permitiendo la buena penetración de monómeros hidrofílicos. (22) Sugizaki en

cambio plantea que hay determinados primer que permitirían la restauración de ese colágeno a su posición original. (23)

Además de producirse un colapso propio. Por el proceso de grabado, existe un colapso que se producirá por el resecado de la superficie, el cual es más dramático, para el colágeno totalmente desmineralizado que para el colágeno parcialmente desmineralizado.

Algunos estudios muestran que la rehidratación de la capa colágena podría ser posible, lo cual se demuestra con el hecho de que algunos estudios muestran que la resistencia traccional de dentina rehidratada versus dentina que no ha sufrido el proceso de secado son muy similares. Valores bajos se reportan en dentina reseca. (8) (24)

Van Meerbeek et al han informado que hay algunas variaciones morfológicas en la zona de hibridización, así la microscopia electrónica de transmisión, muestra en la zona de hibridización diferentes zonas de humectación de la resina como, también de colapso del colágeno. La zona mas externa es generalmente colágeno denaturalizado y es amorfa, las zonas mas internas contienen colágeno desnaturalizado y colapsado, como dentina parcialmente desmineralizada. (25) (26)

Esto nos lleva a entender de que el fenómeno de la retención no implica necesariamente el que nuestra capa híbrida sea homogénea, Perdigao,

informo la en diferentes sistemas adhesivos presencia de hiatos o espacios entre la dentina la grabada y la dentina no afectada. (27)

Mientras otros investigadores hablan de nanoleakage, a nivel de la interfase en las zonas desmineralizadas que no han sido completamente cubiertas por resina. (28) esto crea verdaderos puntos de degradación a nivel de la interfase.

Una capa de adhesivo es incapaz de formar una buena capa híbrida y de cubrir todo el colágeno expuesto, por lo que es incapaz de prevenir la aparición de estos espacios. (29)

Así tenemos que Gwinnett et al. Propuso que en los adhesivos de grabado total, la primera capa de adhesivo es la encargada de remover con su vehículo cetónico , alcohólico, el agua presente en la dentina descalcificada para así formar la capa híbrida. Y que la segunda aplicación era necesaria para formar una capa apropiada de adhesivo (densa) para la adhesión, sobre la capa híbrida. (29)

Una vez analizado de forma somera la composición de la dentina como sustrato, nos queda plantear el motivo principal para la realización de este estudio , tal es , como el envejecimiento influye en la adhesión que logran los sistemas adhesivos a este sustrato, poca información existe al respecto.

Dentina Esclerótica y la Adhesión a Dentina:

Las lesiones cervicales fueron descritas por primera vez por Zsigmondy en 1894. (30) como defectos angulares, y por Miller en 1907, con una pérdida de tejido caracterizada por una lenta pero constante pérdida de tejido dentario. Que resultaban en una pérdida de tejido con forma de cuña a nivel de la unión amelocementaria. (30)

Estas lesiones han sido ampliamente documentadas como lesiones de un origen multifactorial.(31-33) Haciendo referencia especialmente al rol que cumplen las fuerzas excéntricas en la formación de estas lesiones. Donde se documenta que existe una gran cantidad de estrés masticatorio rodeando dichos defectos y que solo es parcialmente liberado una vez que se ha realizado una restauración en los mismos.

La dentina esclerótica es un sustrato de adhesión clínicamente relevante en el cual la dentina ha sido fisiológica y patológicamente alterada, en parte como una respuesta natural del cuerpo al agente etiológico que la ataca, y en parte como respuesta a la microflora colonizante. (30)

En ausencia de una preparación cavitaria, la dentina esclerótica cervical ha demostrado ser un sustrato de adhesión mas difícil que la dentina normal *in vitro* y *en vivo* incluso habiendo aumentado los tiempos de grabado. (34-37)

Estudios recientes muestran que el depósito de cristales que obliteran los túbulos dentinarios, estaba presente incluso después del grabado ácido de la dentina esclerótica resultando esto en la ausencia de formación de tags o bien en una formación deficiente. Así también, la capa híbrida formada en dentina esclerótica era más delgada que la formada en dentina normal. (38)(39)

Debido al menor espesor de la capa híbrida en dentina esclerótica, y la complejidad de la interfase adhesiva, estudios regionales de la resistencia a la tracción a dentina esclerótica cervical han mostrado valores adhesivos del orden de un 20-45% menores que aquellas lesiones creadas artificialmente en dentina cervical normal.(40) (41) Esto fue adjudicado a :

- a) la presencia de depósitos minerales al interior de los túbulos que impedían la correcta infiltración de adhesivo.
- b) La presencia de una capa hipermineralizada superficial que es más resistente al grabado ácido.

Así se postulo que la técnica adhesiva que postulaba retención micromecánica por la formación de una zona de interdifusión resina/dentina combinada con la formación de tags de resina dentro de los túbulos dentinarios, podría ser menos efectiva cuando era aplicada sobre dentina esclerótica hipermineralizada. (30) (41) (42).

Contrario a esos hallazgos estudios recientes proponen que el grabado ácido con ácido fosfórico era perjudicial para la adhesión a dentina esclerótica, y que la dentina esclerótica que era tratada con un primer hidrofílico exhibía mejor adaptación marginal de los composites de resina que los similares hechos en dentina normal. De hecho estos autores postulaban que la capa de dentina esclerótica debía ser preservada para una correcta adhesión en las lesiones cervicales. (30) (43).

Cambios Microestructurales en la dentina Esclerótica:

En la esclerosis dentinaria se produce una obliteración de los túbulos debido a la aposición de cristales romboidales de whitlockita a un nivel ultraestructural. (39) (44) (46)

Un alto grado de variaciones pueden ser observadas incluso dentro de una simple lesión. Mientras algunos túbulos pueden estar completamente vacíos, o levemente llenos de cristales, otros pueden estar altamente rellenos de los mismos. (30) (Fig. 2) Hacia la superficie de las lesiones estos cristales se reducen en tamaño y forman columnas de aglomerados que rellenan completamente los orificios tubulares. Estos son a veces denominados incluso como tarugos dentinarios que a nivel ultraestructural se ven rodeados por una estructura como membrana tubular, (39)(47) que probablemente es la representación de la mineralización de la lámina limitans. (30)



Fig 2: Imagen de Microscopia electronica de barrido de dentina esclerótica, que muestra como un túbulo es severamente obstruido con whitlockita. Los otros túbulos están obstruidos por dentina peritubular.

Imagen de : F. R. Tay, D.H. Pashley. "resin bonding to cervical sclerotic dentin, a review." Jour of Dent, 2004:32:173-196.

A diferencia de la oclusión tubular, la presencia de una capa hipermineralizada en las lesiones cervicales dentinarias naturales, hasta ahora sólo ha sido elucidada por medio de la microradiografía (48), y análisis fotoacústico espectroscópico. (49) Aunque se ha especulado que la capa hipermineralizada se debe a las fibras colágenas, las características ultraestructurales de estas capas han sido elucidadas recientemente. Existen estudios que muestran que sobre esta capa hipermineralizada en las lesiones cervicales, existe una capa de bacterias que son fácilmente reconocibles, así como también dentro de la capa hipermineralizada pueden apreciarse fácilmente algunas bacterias fosilizadas durante el proceso. (30)

Cuando hicieron el estudio en MET (microscopía electrónica de transmisión) se dieron cuenta de que esta capa de bacterias y la placa hipermineralizada eran

una sola capa embebida en mineral hipermineralizada respecto a la dentina esclerótica subyacente. (30)(50). (fig. 3) La ultra estructura de esta capa hipermineralizada es altamente variable al interior de la porción mas profunda de las lesiones cervicales de tipo cuña de hecho en algunos estudios más de una especie de bacteria es identificable,(32) tanto creciendo sobre esta capa como incluida en la misma.

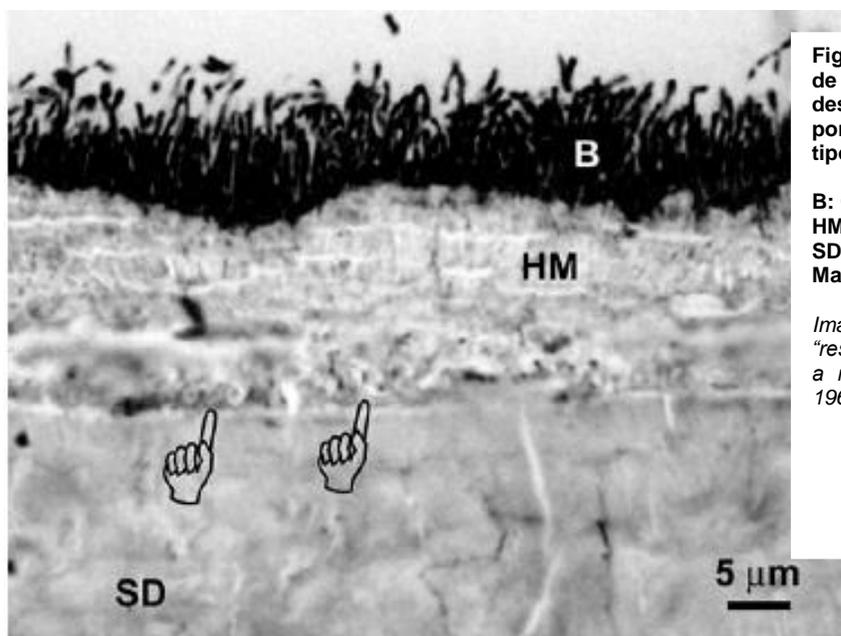


Fig 3: Imagen de Microscopia óptica de dentina esclerótica, desmineralizada, tomada de la porción mas profunda de una lesión tipo cuña no cariada.

B: Capa bacteriana.
HM: Capa hipermineralizada
SD: Dentina esclerótica
Marcadores : Bacterias Calcificadas

Imagen de : F. R. Tay, D.H. Pashley. "resin bonding to cervical sclerotic dentin, a review." Jour of Dent, 2004:32:173-196.

Es interesante mencionar que en estudios de cortes desmineralizados para MET de lesiones de tipo cuña, han apreciado que esta capa de hipermineralización continúa persistiendo a pesar de la desmineralización total de la dentina esclerótica subyacente. (30).

La formación de esta capa hipermineralizada según Tay y Pashley podría corresponder a un constante juego de pH presente en el medio Bucal, las bacterias que están sobre la dentina utilizarían los carbohidratos presentes en la dieta para nutrirse bajando el Ph y promoviendo la desmineralización,(30) así una vez agotados los recursos el ambiente se tamponaría por la capacidad búfer de la saliva que favorecería la remineralización. Mas, cuando no existiesen carbohidratos estas bacterias podrían utilizar polisacáridos intracelulares tipo glicógeno como fuente metabolizable de carbono durante largos períodos de deprivación, e incluso utilizar aminoácidos y otras fuentes de nitrógeno, para crear amonios y otros químicos básicos para nutrirse, lo que favorecería una alcalinización del Ph, y por ende mineralización o Hipermineralización. (30)

Distribución del Mineral:

Los cristales presentes en la capa hipermineralizada son mas grandes en tamaño comparados con aquellos que están en la dentina esclerótica subyacente. A diferencia de los cristales presentes en la dentina esclerótica que están ordenados al azar, los cristales presentes en la capa hipermineralizada están longitudinalmente ordenados. (41)

La capa hipermineralizada tiene una densidad de mineral mayor que la densidad de la dentina esclerótica subyacente. Esto es confirmado por un

estudio cualitativo por medio de *STEM/EDX line scan* de la distribución del calcio y el fósforo longitudinalmente a través de la capa superficial del defecto sobre la dentina esclerótica subyacente a lo largo del eje-C del cristal.

De hecho también se confirma ya que bajo el análisis de dispersión en rayos X la dentina hipermineralizada tiene una dispersión de rayos similar a los grandes cristales de hidroxiapatita del cemento y a los de caries remineralizadas (51) (52), a diferencia de la dentina esclerótica subyacente que tiene patrones similares a la whitlockita y fosfato tricálcico. (53)

Estado del Colágeno al Interior de la Capa Hipermineralizada.

Usando una técnica de tinción especial para el colágeno, se puede apreciar que la matriz que soporta los cristales de esta capa hipermineralizada consiste en una cama de colágeno desnaturalizado. La transición de colágeno desnaturalizado a colágeno intacto, es evidente en la base de la capa hipermineralizada, donde algunas fibras de colágeno parecen desenrollarse en subunidades microfibrilares. (54)

Es posible que la colonización de bacterias a lo largo de la superficie de los defectos con forma de cuña, resulte en la formación de ácidos y enzimas, que desmineralizan y denaturan el colágeno. Resultando en esta organización.

Problemas de Adhesión a Dentina Esclerótica:

La adhesión a un tejido patológicamente alterado como es la dentina esclerótica de lesiones cervicales no cariosas, generalmente presenta muchos problemas(55) (56). Esto fue atribuido a la combinación de factores como: la obliteración tubular con verdaderos tarugos minerales escleróticos, la presencia de una capa hipermineralizada ácido resistente y la presencia de bacterias en la superficie de la lesión. (41) que en cierta forma emulan la formación de “plugs” y la capa de barro dentinario como barrera a la difusión de los adhesivos en la preparación cavitaria. (41)

Recordemos la adhesión normal, en la técnica de grabado total de la dentina con ácido fosfórico, la capa de barro dentinario es totalmente removida por el ácido. Así para alcanzar los niveles máximos de adhesión, la capa de colágeno expuesta debe ser suspendida en agua para evitar el colapso de la matriz colágena y sus espacios. Lo cual es fácilmente logable con una técnica de wet bonding. Así la calidad de la interfase dependerá de la capacidad de la resina de incluir esta matriz colágena expuesta en la dentina intertubular. (56)(57)(58)(59)(60) Así la malla colágena desde cierto punto de vista puede verse como una barrera a la adhesión. (Fig 4)

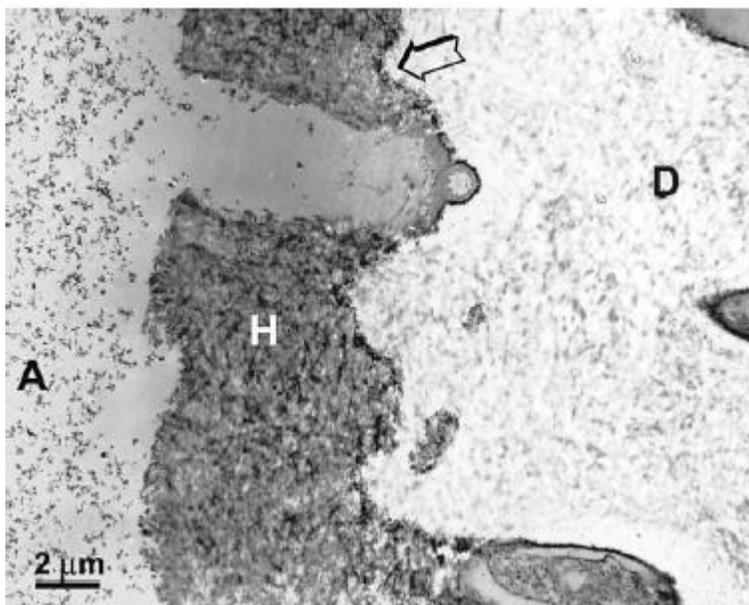


Fig 3: Imagen de Microscopia óptica de dentina sana tratada con Clearfil Liner Bond 2v (Kuraray), tratada con ácido fosfórico al 40% por 15 segundos.

La capa de barro dentinario fue totalmente removida.

A: Capa de adhesivo con nanorelleno.

H: Capa híbrida de 5 um de espesor.

D: Dentina sana.

Imagen de : F. R. Tay, D.H. Pashley. "resin bonding to cervical sclerotic dentin, a review." Jour of Dent, 2004:32:173-196.

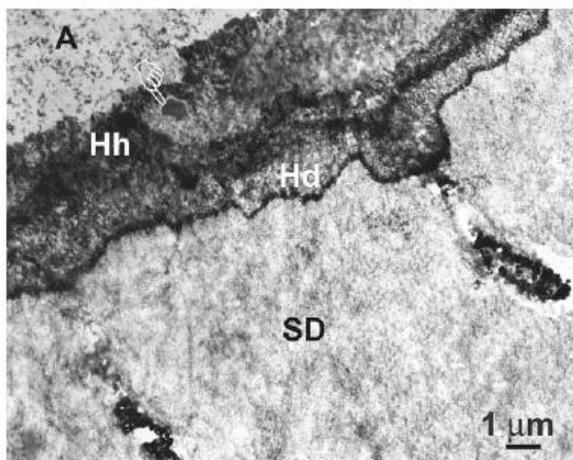
Así a diferencia de la dentina sana la aplicación de la misma estrategia adhesiva a la dentina esclerótica resulta en una variación sustancial en la capa híbrida y en la morfología de los tags formados. (41)

Esto porque las superficies no instrumentadas de las lesiones cervicales no cariosas presentan varios obstáculos a la adhesión tales son : La capa hipermineralizada, capa bacteriana, y esclerosis tubular , que hacen a este sustrato más resistente al grabado ácido. (36)(38) (62)

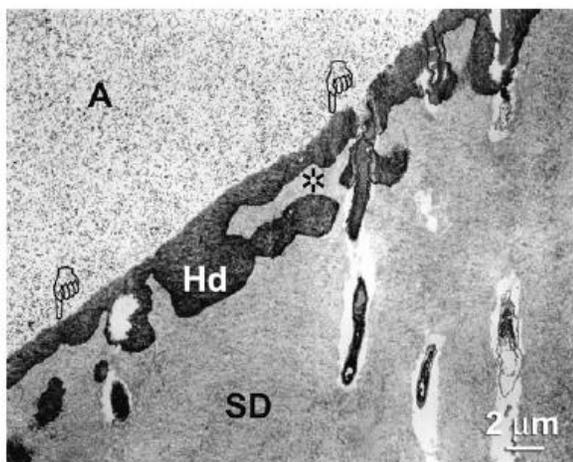
Pero así como estas condiciones varían considerablemente de la región oclusal a la gingival y de esta a la porción más profunda de una lesión no cariosa, también es variable la calidad de la interfase que uno podría lograr en cada una de ellas.

La capa hipermineralizada ha demostrado ser mas delgada en los procesos de esclerosis oclusales y gingivales que en la profundidad de lesiones de tipo cuña(41) y ser parcial o totalmente soluble ante el grabado ácido en dentina esclerótica. (30) Como resultado el espesor de la capa híbrida en zonas oclusales o gingivales fueron similares a aquellas zonas logradas en dentina sana, tratadas con el mismo ácido. (30)

Barreras de difusión mas grandes fueron encontradas en el fondo de las lesiones tipo cuña que impedían la penetración de los ácidos a la dentina esclerótica subyacente. Como consecuencia se ven alteraciones en la calidad de la capa híbrida lograda en estas regiones. Por ejemplo: (fig 5).



A



B

Fig 5: Imagen de Microscopia óptica. De superficies tratadas con Clearfil Liner Bond 2V sobre dentina esclerótica.

Imagen A:

Sección desmineralizada tomada desde el fondo de una lesión tipo cuña, grabada con ácido fosfórico

Hh: Capa hipermineralizada, hibridizada, que contiene remanentes de bacterias (marcador),

Hd: Capa Híbrida de dentina esclerótica de cerca de 2 μ m d espesor.

A: Adhesivo con nanorelleno.

SD: Dentina Esclerótica.

Imagen B :

Micrografía TEM de una capa híbrida errática, del fondo de una lesión tipo cuña grabada con ac. Fosfórico al 40% por 15 seg.

El espesor de la capa híbrida varió de 2 a 5 μ m (hd).

Imagen de : F. R. Tay, D.H. Pashley, "resin bonding to cervical sclerotic dentin, a review." Jour of Dent, 2004:32:173-196.

Como vemos en la Fig. 5A la capa hipermineralizada, era de aproximadamente 3 μ m de espesor y fue atrapada al interior de la interfase resina/dentina esclerótica. El ácido fosfórico aparentemente grabó a través de la capa hipermineralizada y creó una capa híbrida de unos 2 μ m de espesor. Por sobre la intacta capa subyacente de dentina esclerótica.

En la figura 5B , los obstáculos representados en la capa hipermineralizada fueron totalmente disueltos. El espesor de la capa híbrida varió sustancialmente de 2 μm a 5 μm . (30)

En estudios de otros cortes, si viene cierto la presencia de capas hipermineralizadas no implicó, la no penetración del grabado ácido a la dentina esclerótica subyacente, el grosor de la capa híbrida lograda, fue sustancialmente menor que el logrado cuando la capa hipermineralizada no estaba presente. (30)

Así según Tay y Pashley. esta increíble variación de la formación de la capa híbrida puede provocar las sustanciales diferencias a la resistencia traccional presentes en la dentina esclerótica.

Adhesión , Generalidades.

La adhesión puede definirse, como toda fuerza que permite mantener dos superficies en contacto, o la fuerza que se opone a la separación de dos cuerpos manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto.

Cabe destacar que ésta se produce cuando moléculas diferentes se atraen o simplemente cuando se unen partes de materiales distintos. Debemos sí, diferenciar el término adhesión del termino denominado cohesión el cual hace referencia a la fuerza que atrae a los átomos o moléculas de la misma clase dentro de una mismo cuerpo o material.(63)

Sin duda la adaptación (entendiéndola como íntimo contacto) será un requisito fundamental para establecer la adhesión entre dos elementos rígidos lo que sin duda no es un objetivo fácil de lograr. De ahí que entre estas sustancias sólidas sea necesario utilizar un elemento adicional que por sus cualidades, al ser colocado en contacto con ambas superficies pueda armonizarlas y lograr su unión.

Este elemento es un material semilíquido que luego endurecerá y mantendrá unidas las partes. (63)

Historia de los Adhesivos , su Evolución y Características.

Como ya fue mencionado en los años 50 el concepto de grabado ácido fue introducido por el Dr. Buonocore, más el desarrollo real de los adhesivos en aquellos días fue bastante lento hasta hace solo uno años atrás.

En 1960 Bowen sintetizó un “co-monómero activo de superficie” que teóricamente mediaba una unión química resistente al agua de la resina al calcio presente en la dentina, el cual mostró un bajo comportamiento clínico (2) Posteriormente en los años 80 una **segunda generación** de adhesivos fue desarrollada para su uso clínico, los cuales en su mayoría ya no están disponibles, a excepción del Scotchbond™ Dual-cure (3M) y del Bondlite^R (Kerr). La mayoría de estos materiales , eran ésteres halofosforados de resinas sin rellenos como el Bis-Gma (bifenol A-glycidil metacrilato) o HEMA (Hidroxietil Metacrilato).

Así estos materiales, se unía a la dentina a través del humedecimiento de una superficie preparada e interacción iónica entre grupos fosfato y calcio en la capa de barro dentinario. (2), (dicha capa dependiendo del instrumento utilizado puede ser de unos 0.5 a 5.0 μm de espesor ocluyendo con detritos de la instrumentación la entrada de los túbulos dentinarios [7])

Sin embargo las fuerzas de unión que estos adhesivos alcanzaban en dentina eran bastante bajas, llegando a ser de 1-10 Mpa , lo cual sin duda, no alcanzaba a contrarrestar la fuerza de contracción de las resinas a las cuales se unían.(2)

Esto tiene que ver con el factor C el cual es un factor de configuración, por ejemplo en una restauración clase I que nos indica que el radio de las superficies adheridas a una pared , como no adheridas a una pared de una resina es 5:1 donde , la contracción por polimerización de la resina se liberará en parte por la cara libre , pero inevitablemente algún estrés se liberará en la interfase con las paredes, y como generalmente la pared que presenta mayor superficie de adhesión es la pulpar, esta será la más afectada , así, si nuestra cavidad clase I presenta una mayor superficie de adhesión en esmalte que en dentina puede provocarse que por contracción de polimerización el estrés provocado sobre el adhesivo en la pared pulpar , provoque el levantamiento de este. (7)

Lo cual nos lleva entonces a que muchas veces se formen gaps , marginales que llevan al establecimiento de fuerzas hidráulicas que estimulen a través de los túbulos, las terminaciones nerviosas que se encuentran en la pulpa subyacente llevando a sensibilidad postoperatoria. De hecho en ensayos clínicos en restauraciones cervicales, la mayoría de estas fallaban entre 1 y 2

años. (64) (65), siendo la principal razón de la pérdida de dichas restauraciones, el que los adhesivos se unían principalmente a la capa de barro dentinario mas que la estructura dentaria misma. Limitando así su fuerza de adhesión, a la fuerza cohesiva existente en la capa de barro dentinario, y a la débil e inestable adhesión del barro dentinario a la dentina subyacente. (7)

Los adhesivos de tercera generación, también fueron introducidos a los estados unidos en la década de los 80. Los cuales, modificaban o removían la capa de barro dentinario para permitir la penetración de la resina en la dentina subyacente. Estos sin duda alcanzaban mucho más altos valores de adhesión que sus antecesores, mejor integridad marginal y menor grado de microfiltración. Entre ellos tenemos:

Scotbond2 (3M), Gluma ,(Heraeus Kulcer Dental Products) , Tenure (Dent-Mat corporation,) , Prisma universal bond 3 (Dentsply) , Syntac (Ivoclar Vivadent), Xr Bond (Kerr) . (2)

Los adhesivos de cuarta generación aparecieron en la década de los 90's y siguen siendo ampliamente usados, siendo la mayoría de estos basados en la técnica de grabado total con simultaneo grabado de esmalte y dentina.(2)

El uso del grabado ácido fue por mucho tiempo discutido, ya que una serie de estudios demostraban que el ácido fosfórico utilizado para el grabado de la dentina, causaba inflamación pulpar. Más con el manejo adecuado de la técnica de grabado hoy en día, se sabe que la sensibilidad post operatoria se asocia más a desajustes marginales que al grabado propiamente tal. Sin dejar de considerarse, este, como un factor de importancia en el procedimiento clínico.

Muchos productos , basados en la técnica del grabado total fueron desarrollados y utilizados en la década de los 90's entre ellos el All-bond 2 (Bisco), OptiBond FL (Kerr), Perma Quick (Ultradent) Scotchbond Multi-purpose (3M-espe) , y que continúan disponibles hoy en día. (7)

Ahora, el uso de estos adhesivos de cuarta generación se basaba principalmente en 3 pasos esenciales.

1-. Grabado con ácido fosfórico, el cual remueve la capa de barro dentinario , abre los túbulos dentinarios , y descalcifica la dentina intertubular y peritubular. La profundidad de la descalcificación dependerá del Ph , concentración, tiempo de acción del ácido. Los cristales de Hidroxiapatita se disuelven, dejan la malla de colágeno componente de la dentina expuesta, la cual puede colapsarse, debido a la pérdida de sustento inorgánico.

2-. Luego de que el ácido es removido y lavado, un Primer, que contiene un solvente como la acetona, etanol o agua y una molécula bifuncional de monómero de resina es aplicada. primers así como el HEMA , contienen 2 grupos funcionales , un grupo hidrofílico y uno hidrofóbico , el grupo hidrofílico tiene , afinidad por la superficie dentinaria y el hidrofóbico (metacrilato) por la resina. Este primer, humedece y penetra la malla colágena expuesta luego del grabado, y aumentando la energía superficial y por lo tanto la humectabilidad de la dentina.

3-. Un adhesivo es agregado y penetra dentro de la dentina “humectada” dicho adhesivo generalmente contiene moléculas hidrofóbicas de resina como el Bis-Gma, más algunas contienen moléculas más hidrofílicas como el HEMA para mejorar la humectación.

Aunque la mayoría de los adhesivos son sin relleno, algunos productos en específico por ejemplo Optibond FI contienen partículas de relleno. Alguna evidencia, sugiere que las resinas con relleno, favorecen la liberación de estrés a nivel de las interfaces. El adhesivo, copolimeriza con el primer para formar la llamada “capa híbrida” que es una capa de resina que presenta la inclusión de la malla colágena que se expuso con el grabado.

Esta capa híbrida ha sido considerada el más importante factor, para asegurar una buena unión entre resina y dentina.(7)

La penetración de la resina dentro de los túbulos dentinarios, una vez polimerizada da origen a los llamados TAGS, los cuales son estructura de resina que esta firmemente unida a las paredes dentinarias del túbulo, favoreciendo la retención de esta.

Como esta técnica requiere la utilización de variados compuestos y de pasos clínicos, existe un mayor número de posibilidades de que ocurran errores.

De cualquier forma, los fabricantes han intentado simplificar los sistemas, llegando a desarrollar una **quinta generación** de adhesivos, que son los llamados adhesivos monobotella y que necesitan de un grabado ácido previo, pero que sí nos brindarían la ventaja, de tener primer y adhesivo combinado en mismo compuesto. Muchos de estos sistemas se han vuelto en los últimos años ampliamente usados. Así tenemos por ejemplo Prime and Bond NT (Dentsply caulk), OptiBond Solo (Kerr) y SingleBond (3M ESPE).

Estos adhesivos contienen mezclas de moléculas hidrofílicas e hidrofóbicas de resina, llevadas en una solvente como acetona, etanol, o raramente agua. Su mecanismo de adhesión es el mismo que el utilizado en los sistemas de grabado total (7), casi todos de hecho requieren una técnica húmeda. (66).

Cuando la dentina ha sido grabada, presenta como una superficie sin cristales de hidroxiapatita, que soportaban la malla colágena ahora expuesta, Así el grabado deja una superficie porosa, rica en colágeno el cual puede colapsarse si es secado, limitando la penetración de la resina aplicada a esa superficie. En una técnica húmeda, la superficie no es secada después del grabado y del lavado, de esa forma el colágeno se queda en posición, hidratado y actúa como una esponja. Los solventes de Alcohol, etanol desplazan el agua y llevan la resina al interior del colágeno. (24) (67).

Adhesivos de Sexta Generación, (Sistemas Autograbantes)

Debido , a la complejidad en la aplicación de los anteriores sistema adhesivos , los sistemas autograbantes han resultado una gran tentación para los clínicos en los últimos años , a pesar de que en Japón , ya existían hace algún tiempo. La idea original de los sistemas autograbantes consideraba 2 pasos, un primer autograbante, más la aplicación posterior de un adhesivo. (7)

Los nuevos sistemas, son a diferencia de estos, “todo en uno”, es decir ácido, primer y adhesivo en un solo compuesto. Por ello estos pasaron a llamarse, **adhesivos autograbantes** y los anteriores, **primers autograbantes**.

Más, con el tiempo el desarrollo de la investigación se ha basado más en el estudio de los adhesivos autograbantes, como lo son el Prompt L-pop (3M ESPE) y One Up Bond F (Tokuyama and J.Morita) y Touch and Bond (Parkell). Estos materiales, particularmente el Prompt L-Pop han ganado rápida popularidad entre los clínicos debido a su simplicidad de uso y su baja incidencia de sensibilidad postoperatoria. (7)

Sin embargo, se ha estudiado que los sistemas adhesivos autograbantes podrían no tener una apropiada capacidad de grabado en el esmalte (68), siendo un desafío la adhesión a este, sin una instrumentación previa, y que además presentarían problemas en lo que son la adhesión a dentina esclerótica y dentina afectada por caries. (7) temas analizados a continuación.

La elucidación de la capacidad real de un adhesivo autograbante para, producir un buen patrón de grabado en el esmalte, ha planteado un gran desafío. Sin embargo existen estudios en los cuales se hizo un análisis con SEM del patrón de grabado obtenido luego del tratamiento de superficies de esmalte con distintas marcas de adhesivos, donde se plantea que el patrón de grabado variaría de una marca a otra dependiendo del pH que utilice cada adhesivo para grabar el esmalte. así por ejemplo marcas como el Prompt L-pop que posee un pH más ácido que muchos de los otros sistemas autograbantes del

mercado [0,8 aprox] presentaría un patrón de grabado muy similar al del ácido fosfórico al 35% por 15 seg.(69)

Así también, resultaría que sistemas adhesivos que están basados en ácidos más débiles, no permitirían una buena hibridación, y en consecuencia no habría una correcta formación de tags. Así en cambio sistemas adhesivos, con ácidos más fuertes, permitirán una mejor hibridación y formación de tags en el esmalte. Variando en consecuencia, los niveles de adhesión y de integridad de la interfase. (69) (70)

Esto nos llevaría a plantearnos el que un sistema adhesivo autograbante o primer autograbante de acidez baja o media podría ser utilizado acompañado de un grabado ácido previo, por ejemplo con ácido fosfórico 35% para mejorar el patrón de esmalte grabado obtenido. De hecho, existen estudios in vitro que aseguran que la utilización de un grabado ácido antes de la aplicación de un primer adhesivo o adhesivo autograbante en esmalte aumentaría los niveles de adhesión obtenidos (71). Para marcas como son Unifil Bond (Gc corp) y Clearfil SE Bond (Kuraray Medical inc) (71). Más que dicha aplicación de ácido no aumentaría los niveles de adhesión obtenidos en dentina respecto a una superficie sin el tratado con ácido previo. (6) Ahora el tratado de la superficie de esmalte con un grabado ácido previo a la aplicación de Prompt. L-pop no

mostraría una considerable variación en lo que es la formación de tags en esmalte, ni tampoco grandes variaciones en el patrón de grabado (71).

Otro tema a analizar es el de la integridad de las interfaces como, la degradación de estas en el tiempo y las propiedades de sellado de los sistemas autograbantes, ya sea en esmalte o dentina. Ciertos estudios han hecho análisis in vitro acerca de la disminución de la permeabilidad dentinaria ya sea aplicando en ella, sistemas autograbantes o sistemas de grabado total, los resultados señalan que la disminución de la permeabilidad para dichos sistemas aumenta significativamente cuando hacemos previo al sistema autograbante un grabado ácido con ácido fosfórico al 35% (72) , más que cuando se aplicaba el sistema autograbante solo, la disminución no era tan significativamente menor. Más, la gran diferencia se establecía cuando variábamos el tipo de solvente presente en el adhesivo, así adhesivos con vehículo acuoso (agua) como por ejemplo Prompt L-Pop presentaban una mucho menor disminución de la permeabilidad respecto a los con vehículos alcohólicos o cetónicos, lo cual tendría que ver con la capacidad de los últimos dos de desplazar el agua y facilitar la penetración de los monómeros de resina en la malla colágena. Esto, no se daría en los sistemas acuosos, disminuyendo o afectando la formación de Tags. (72). Otro factor que se vería afectado por esto, versa acerca de los niveles de adhesión alcanzados, donde en ciertos estudios se plantea que los

niveles de adhesión alcanzados de los solventes acuosos, son más bajos que los de solventes cetónicos. (72) (73) sin embargo, estos tendrían como desventaja frente a los compuestos con solventes alcohólicos, su alta volatilidad, lo cual también influiría en sus niveles de adhesión alcanzados. (72) Como es sabido la unión dentina / resina se degrada a lo largo del tiempo, lo cual esta en directa relación con la calidad de la hibridización obtenida, y la dilución y degradación de los componentes de la interfase. (28)

Un factor conocido que produce la degradación de las interfaces es la interacción con agua a través de diferentes formas, microfiltración marginal, ultra filtración o el aumento del paso de fluidos orales a través de canales a en las fibras colágenas al interior de la capa híbrida, lo que se considera, de alto desmedro para la integridad marginal. (74)

Sin embargo, por dicha necesidad de disminuir el microfiltrado y de lograr mejores niveles de adhesión, se ha investigado que gran parte del problema de la filtración marginal se puede solucionar con la aplicación de múltiples capas de adhesivos dentinarios, ya que esto favorecería una mejor hibridización y aumentaría los niveles de adhesión.(74)

Cuando hablamos de niveles de adhesión alcanzados y de integridad, debemos referirnos a la capacidad de nuestros adhesivos autograbantes, de unirse a dentina infectada, afectada o simplemente sana. Como sabemos en la

odontología actual reina, un criterio mínimamente invasivo, donde en la apertura cavitaria, removemos solo la capa externa de la dentina cariada, que vendría siendo la dentina desnaturalizada. (75) esto facilita la preservación de una capa interna de dentina remineralizable, libre de bacterias, que vendría siendo la dentina afectada subyacente a la anterior y que previene la progresión de la enfermedad, Sin embargo , hoy en día con el advenimiento de la odontología adhesiva y los sistemas hidrofílicos de autograbado y de grabado total , existen estudios que aseveran que es posible , adherirse y sellar caries activas , en dentina infectada y dentina afectada , aislando bacterias residuales de cualquier tipo de carbohidrato fermentable presente en los fluidos orales o en nutrientes derivados desde la pulpa.(75), esto podría permitir la dentinogénesis o mineralización de las bacterias aisladas , causando incluso que se vuelvan inactivas. (75) (76).

Sin embargo, el dejar bacterias residuales, sigue siendo motivo de gran controversia hoy en día, de hecho algunos autores creen que el dejar bacterias viables, podría liberar antígenos en la pulpa e inducir reacciones de citokinas, evolucionando a una inflamación pulpar crónica. (75)

Ahora respecto a los niveles de adhesión, existen estudios que comparan los niveles de adhesión logrados tanto por sistemas autograbantes , como por

sistemas de grabado total, a los distintos tipos de dentina, ya sea dentina infectada , sana o afectada. (75) (77)

Así según Yoshiyama et al. (75) las fuerzas de adhesión a dentina sana son mucho mayores, que los niveles alcanzados en dentina afectada y así también, los de dentina afectada son mayores que los de dentina infectada. (77) de hecho , analizó también el espesor de la capa híbrida lograda en dentina sana, donde adhesivos autograbantes (experimentales ABF) lograban un espesor de 1 um y los sistemas de grabado total (single bond) lograban 5 um .

Sin embargo las capas híbridas en dentina afectada fueron mucho más gruesas que las observadas en dentina sana y sus túbulos dentinarios estaban frecuentemente con grandes depósitos minerales. (75)

Así las capas híbridas logradas, por los adhesivos autograbantes fueron de 3-8 um de espesor y de 15-19 um para los de grabado total. Más, zonas porosas podían verse en dentina afectada, bajo la capa híbrida del adhesivo autograbante y a lo largo de la base del sistema de grabado total (65). Ahora cuando hablábamos de dentina infectada , los sistemas autograbantes demostraban una capacidad de cobertura superficial de la dentina infectada , y parte de la dentina afectada subyacente , de cualquier forma cuando capas gruesas de dentina infectada , estaban presentes , dicho sistema no era capaz de infiltrar la totalidad de dicha dentina infectada , desnaturalizada.

Un tema también de consideración es, el anteriormente analizado con los adhesivos de quinta generación, acerca de la utilización de una técnica wet o técnica dry , así vemos que existen estudios como el de L.B. Jaques. Et. Al. que dicen que las fuerzas de adhesión alcanzadas por primers y adhesivos autograbantes es similar en una técnica wet a los de quinta generación, (73), sin embargo , en una técnica dry , los sistemas autograbantes , logran mayores niveles de adhesión. (78) sin embargo si analizamos la capacidad de penetración en la dentina e inclusión de la malla colágena nos daremos cuenta que el patrón de inclusión del colágeno respecto de una técnica dry a una wet es totalmente distinto, así también de que el espesor de colágeno disponible para adhesión es distinto en la técnica dry respecto a la wet , siendo menor para la primera y mayor para la segunda. Además de que la penetración de la resina en la dentina seca también es menor,(79)

Características de los adhesivos a Utilizar (80,81)

Singlebond 2

Descripción del producto

El Adhesivo Adper™ Single Bond 2, es un agente adhesivo dental de grabado total, activado por luz visible que incorpora un relleno de sílica de 5 nm de diámetro lo que representa un 10 por ciento de su peso. Está indicado para restauraciones directas con materiales fotopolimerizables, para el tratamiento de sensibilidad cervical, también puede utilizarse para la adhesión de carillas (restauraciones veneer) fabricadas en el laboratorio con resina o porcelana si se utiliza en combinación con un medio cementante, así como para la adhesión de amalgamas, y otras restauraciones indirectas en combinación con un

Composición

Este adhesivo Adper™ Single Bond 2, con excepción del nanorelleno de sílice, contiene los mismos componentes que el adhesivo original Adper Single Bond:

- BisGMA.
- Nanorelleno de sílice: el adhesivo Adper Single Bond 2 integra partículas esféricas de sílice con diámetro de 5 nanómetros; este relleno representa

10% del peso total del adhesivo. Las partículas silanizadas se incorporan al adhesivo a través de un proceso que evita la aglomeración. Esto implica que el adhesivo Adper Single Bond 2 no debería de agitar antes de usarse, pues no se corre el riesgo de sedimentarse y separarse de la solución.

- HEMA.
- Diemacrilatos.
- Etanol.
- Agua.
- Fotoiniciador.
- Copolímero funcional de metacrilato de ácido poliacrílico y ácido poliacrónico.

Este último se introdujo por primera vez con Vitrebond™ (Vidrio Ionómero para Base cavitaria) y que también se utiliza en Adper™ Scotchbond™ Adhesivo Multipropósito, entre otros productos.

Se ha demostrado que la incorporación de ácido polialkenóico en el primer (acondicionador) del sistema Adper™ Scotchbond™ Multipropósito ayuda a la resistencia contra el efecto deteriorante de la humedad en un ambiente con una elevada humedad relativa (Fundingsland y cols. 1992). El sistema fotoiniciador patentado permite una fotopolimerización rápida en tan sólo 10 segundos. El

tiempo de fotopolimerización se puede reducir a 5 segundos cuando se utiliza la Lámpara de Fotopolimerizado con Tecnología LED Elipar™ FreeLight 2.

Cabe destacar que no existe bibliografía acerca del comportamiento de este adhesivo, en las diferentes variables, en que se puede estudiar su comportamiento, por lo cual este estudio resulta ser uno de los primeros que analiza su comportamiento respecto a la variación del sustrato, como respecto a la diferencia de resistencia traccional versus un gold estándar como el Scotch Bond Multipropósito Plus.

Grabador de Ácido Fosfórico 3M ESPE Scotchbond™

Antes de aplicar el adhesivo Adper Single Bond 2, el esmalte y la dentina necesitan grabarse con ácido fosfórico al 35% que tiene un pH de aproximadamente 0.6, el que desmineraliza la superficie de estos tejidos a fin de prepararlos para la adhesión.

Este se presenta como un gel grabador de ácido fosfórico el cual se espesa con una sílice pirógena y un surfactante soluble en agua (que permite al grabador ser enjuagado con mayor facilidad) para lograr una consistencia altamente viscosa.

Indicaciones de Uso

El Adhesivo 3M™ ESPE™ Adper™ Single Bond 2 está indicado para:

- Restauraciones directas de resina/compómeros fotopolimerizables
- Desensibilización de superficies radiculares
- Reparaciones de porcelana/resina
- Carillas de porcelana (en combinación con un cemento para carillas, como por ejemplo el RelyX™ Veneer)
- Adhesión de puentes y coronas, restauraciones inlay/onlay, adhesión de amalgama (en combinación con un cemento adhesivo de resina como por ejemplo el RelyX™ ARC)

Scotchbond multipropósito (72)(73)

Acondicionador: 35% ácido fosforico (pH aproximadamente 0.6), agua y sílica.

Primer: HEMA, copolímeros de poliácridicos y ácidos poliacetónicos (ácido polialquenoico), agua.

Adhesivo: bis-GMA, HEMA, polímero de fotocurado (grupo de aminas).

Hipótesis:

El envejecimiento de los individuos produce una disminución de la resistencia a la tracción de la interfase adhesivo-dentina

Objetivos Generales.

Determinar que el envejecimiento disminuye la resistencia a la tracción de la interfase adhesivo, dentina.

Objetivos Específicos.

Comparar la resistencia a la tracción entre materiales con idéntica estrategia de adhesión pero con diferente composición y cantidad de pasos clínicos en función de la edad de los individuos

MATERIAL Y MÉTODO

Criterios de selección de la muestra:

Se seleccionaron como grupo experimental piezas dentarias libres de caries (n=25) de individuos de cualquier sexo, entre 50 y 70 años que fueron extraídas por razones periodontales o indicación ortodóncica . Como control se utilizarán piezas dentarias libres de caries y extraídas por razones periodontales o indicación ortodóncica entre 12 y 22 años (n=25) .

Las muestras fueron debridadas y limpiados con escobilla manual y suero fisiológico isotónico por 2 minutos. Luego serán mantenidos a 100% de humedad relativa en suero fisiológico isotónico. (Cloruro de sodio 0,9%. Fisiológico Isotónico. Laboratorio Sanderson S.A, Carlos Fernandez 244, Santiago, Chile.) Los dientes fueron seccionados en su corona dejando solo la raíz, en sentido horizontal a nivel del límite amelo dentinario en sentido ocluso-apical y mesio-distal mediante un disco de carburundum bajo refrigeración (chorro de agua corriente) y utilizando una pieza de mano y micromotor de baja velocidad Kavo(, obteniéndose 2 mitades las cuales fueron denominadas “a” y “b”,) de las piezas dentales utilizadas. (fig 6)

Se registraron las piezas que fueron utilizadas (numerados del 1 al 25 y puestos en frascos individuales) identificando la edad, y género del paciente y otra información ateniendo a este.

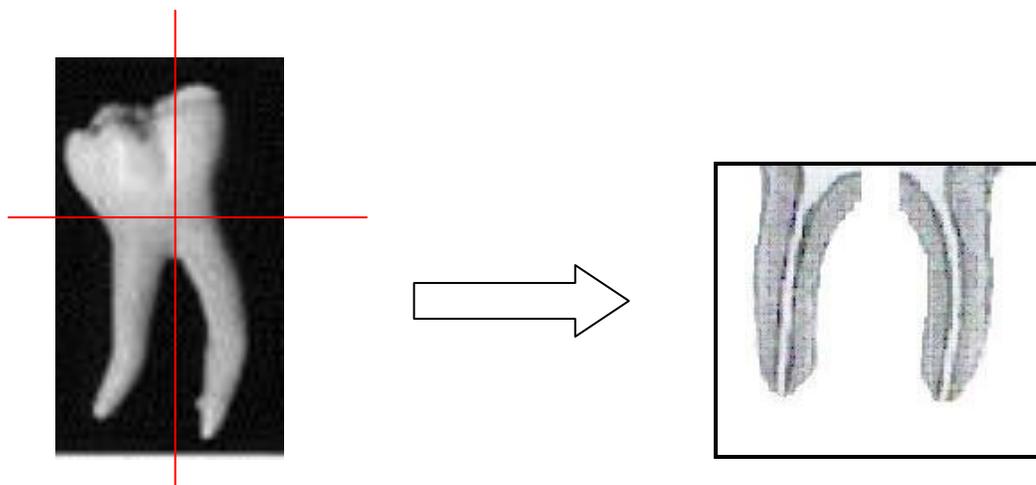


Figura 6: Dirección de cortes y obtención de raíces

De esta manera se conformaron 4 grupos: cada uno de 25 muestras, que se observaron bajo microscopía óptica estereoscópica (marca Kyowa 20x Japón), para determinar las condiciones topográficas de la superficie del sitio a utilizar en el estudio, que para el presente trabajo de investigación se eligió el tercio cervical radicular.

Las superficies a utilizar fueron tratadas con una lija de grano 600 sumergidas en agua para preparar la superficie.

De las muestras seleccionadas para el grupo experimental (n=25) todas las secciones mesiales obtenidas fueron tratadas con Scotch bond multipopósito

plus ®. (3M St. Paul MN 55144-1000 USA.) y el segmento distal fue tratado con Singlebond 2 ®. (3M ESPE) Determinando dos grupos E1 y E2 respectivamente.

De las muestras seleccionadas para grupo control (n=25) los segmentos mesiales fueron tratados con Scotch Bond Mutipropósito plus ® (3M ESPE), mientras que los segmentos distales fueron tratados con Singlebond 2 ® 3M (3M ESPE). determinando dos grupos C1 y C2.

Montaje de las muestras :

Todas las muestras de los grupos fueron incluidas en probetas de acrílico (Figura 7) obtenidas en Acrílico de autopolimerización naranja marca Marché dentro de moldes de goma cuadrados con medidas de 3.8 cms de ancho y largo, con una profundidad de 2 cms.

Probeta acrílica

(vista superior)

(visión lateral)

(visión frontal)

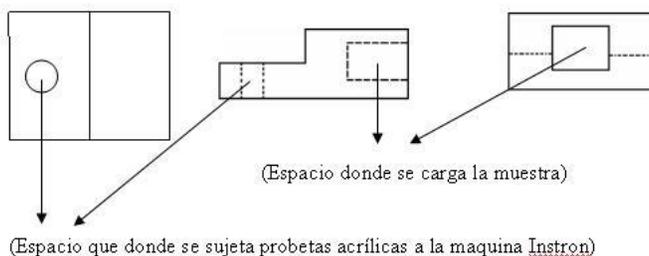


Figura 7:
Descripción de las probetas acrílicas creadas.

Para posteriormente ser depositadas en el fondo del cubo con la cámara pulpar hacia arriba y luego ser parcialmente incluidas en acrílico en estado líquido, con el fin de tener una muestra estable a las condiciones del trabajo y estandarizada. (Figura 8)

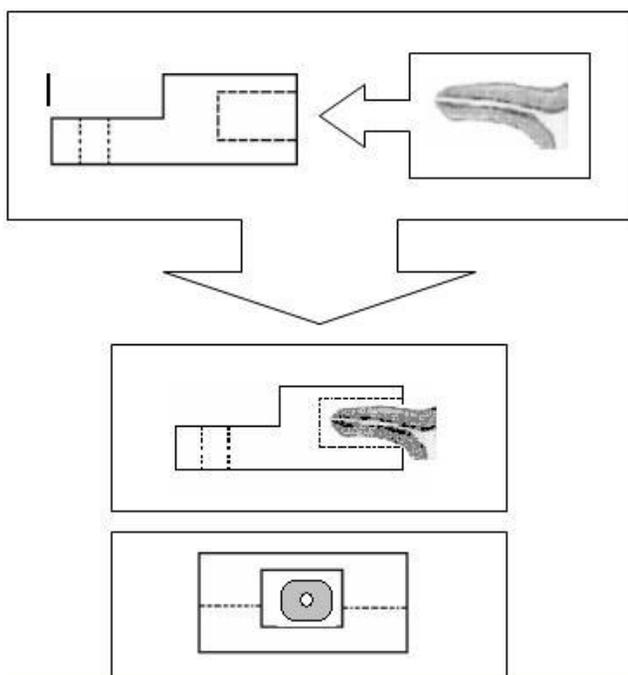


Figura 8: Montaje de las muestras una vez seccionadas en la probeta acrílica.

MONTAJE DE LAS MUESTRAS PARA LA PRUEBA DE TRACCION:

Se lavaron los dientes, mediante el uso de una jeringa triple (agua y aire), para remover cualquier material externo, se buscará un lugar apropiado de dentina para el sitio de adhesión, y se procedio a:

Los grupos E1 y C1 fueron tratados con el adhesivo “Scotchbond™ Multipropósito (3M ESPE), según indicaciones del fabricante.

En los grupos E2 y C2 se utilizó el adhesivo “Single Bond™ 2 (3M ESPE)” sobre la superficie dentinaria, según parámetros de las instrucciones del fabricante, en una aplicación de bicapa sustentado esto en las mejoras de los niveles de adhesión en dentina en dichas aplicaciones.

Sobre todas las superficies tratadas con los distintos adhesivos se utilizó la resina compuesta “Filtek® Supreme” (3M® Center, Building 260-2B-13, St. Paul, MN 55144-1000, EEUU), a través del uso de un molde circular de acero inoxidable de 3mm de diámetro por 3mm de alto, en 2 incrementos de 1.5 mm cada uno con una espátula para resina (Hu-friedy®, satin steel XTS, modelo TNCIGFT1) los cuales fueron polimerizados por 20 segundos (según el tiempo recomendado por el fabricante) usando lámpara (3M®, Elipar™ 2500). (ver figura 9).

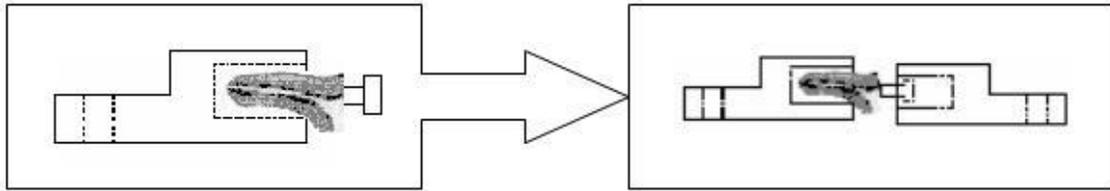


Figura 9: Montaje de las muestras con la resina adherida en la otra probeta para poder realizar la tracción, nótese forma esquematizada de la reconstrucción de resina.

Posteriormente a la formación del molde circular de resina se aplicó sobre este un incremento más de resina, que fue fotocurada de la misma forma antes mencionada, (figura 9) y será incluida en una probeta de acrílico de la misma forma que fueron incluidas las muestras dentales ya mencionadas.

ALMACENAJE DE LAS MUESTRAS PARA LA PRUEBA DE TRACCION:

Inmediatamente después de la adhesión, se colocó la muestra en un baño de suero fisiológico durante 24 horas a temperatura ambiente.

Resistencia a la TRACCIÓN y análisis de los datos obtenidos:

Se secaron las muestras con aire de una jeringa triple, posteriormente cada sistema de probetas fue montado individualmente, en la máquina de Pruebas Universal INSTRON (modelo 4411).

Cada muestra montada sobre este dispositivo fue sometida a fuerzas de tracción utilizando la Máquina de Pruebas Universal. (figura10) Las cargas fueron aplicadas a la resina compuesta en el área de interfase de la unión adhesiva, Esta fue aplicada a intervalos de 0.5 mm por minuto, la que se aplicaron hasta la fractura del adhesivo, con una carga de 10 kilos a una humedad relativa del aire del 50% y temperatura de 21+/- 3 grados Celsius. (máquina disponible en la sede de 3M en santiago de chile en Miguel Claro con Santa Isabel.)

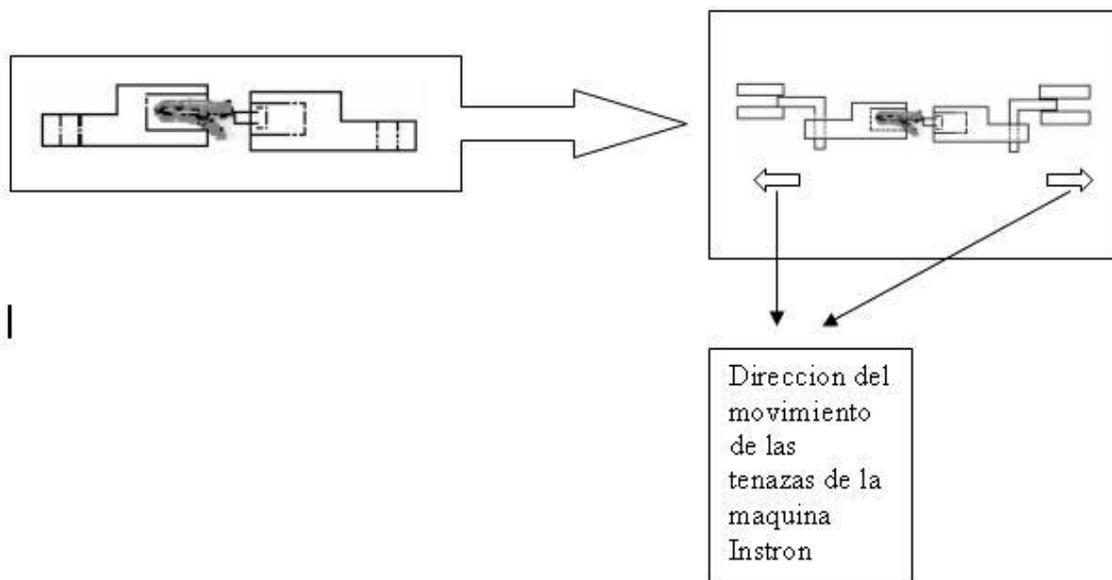


Figura 10: Esquema que muestra como las muestras incluidas en las probetas son traccionadas por las tenazas de la máquina instron.

Así se anotaron el valor pic de la fuerza a cada muestra y se etiquetó el número de la muestra según el valor obtenido, obteniéndose graficas presentadas en los resultados. Por último los resultados fueron expresados en Mpa, calculando su promedio y desviación estándar y luego analizados estadísticamente por medio de análisis estadístico con el test de Anova y el test de Tukey , que nos permiten analizar estudios con una sola variable.



Figura 11 izq. : Máquina Instron visión general.
Figura 12 der : Probeta en prueba de tracción.

Resultados

Luego de realizadas las pruebas de tracción los datos obtenidos en Mpa son los siguientes:

Tabla2 : Resultados tracción para ambos adhesivos en menores de 25 años

Dentina Adulta Menores de 25 Single bond 2		Valor	Dentina menores de 25 Scotch bond		Valor
Nº	Muestra	Mpa	Nº	Muestra	Mpa
1	7d-	10,21	1	13d-s	3,90
2	18d-	6,46	2	1d-s	3,17
3	10 d-	4,21	3	8d-s	26,19
4	12d-	39,41	4	19d-s	19,51
5	11d-	15,10	5	3d-s	19,51
6	17d-	15,21	6	15d-s	13,51
7	32d-	6,66	7	28d-s	8,36
8	28d-	11,53	8	51d-s	19,49
9	d-	24,20	9	12d-s	26,70
10	7d-	40,84	10	d-s	23,28
11	8d-	16,99	11	5d-s	42,29
12	6d-	14,15	12	17d-s	17,22
13	13d-	5,37	13	3d-s	16,31
14	d-	19,30	14	19d-s	23,92
15	15d-	20,65	15	11d-s	12,41
16	1d-	19,94	16	d-s	9,53
17	16d-	29,93	17	51d-s	13,54
18	18d-	20,39	18	28d-s	35,81
19	10d-	19,02	19	d-s	11,90
20	d-	18,74	20	30d-s	40,16
21	d-	9,92	21	28d-s	7,31
22	2d-	25,26	22	32d-s	35,52
23	29d-	15,55	23	d-s	20,92
24	30d-	14,90	24	d-s	13,60
25	51d-	23,79	25	d-s	28,33

Tabla 3 : Resultados tracción para ambos adhesivos en mayores de 25 años

Dentina Adulta Mayores de 50 Single bond 2			Dentina Adulta Mayores de 50 Scotchbond		
Muestra		Mpa	Nº	Muestra	Mpa
1		Valor	1	17d+s	62,26
2	12d+	4,62	2	10d+s	17,58
3	5d+	21,91	3	2d+s	95,90
4	6d+	7,40	4	4d+s	10,64
5	3d+	20,60	5	20d+s	7,95
6	41d+	16,29	6	7d+s	9,29
7	53d+	66,62	7	41d+s	48,42
8	45d+	10,92	8	6d+s	26,90
9	49d+	43,34	9	49d+s	9,11
10	50d+	40,00	10	50d+s	39,74
11	19d+	60,53	11	49d+s	45,53
12	36d+	21,55	12	30d+s	24,84
13	54d+	61,060	13	53d+s	77,100
14	36d+	9,200	14	49d+s	24,110
15	53d+	16,020	15	49d+s	7,550
16	36d+	25,180	16	53d+s	9,780
17	6d+	11,880	17	18d+s	13,460
18	18d+	35,680	18	36d+s	11,420
19	39d+	23,800	19	45d+s	16,020
20	41d+	23,120	20	47d+s	32,690
21	19d+	21,950	21	17d+	7,300
22	41d+	38,790	22	10d+	11,630
23	3d+	14,420	23	6d+	14,020
24	6d+	7,840	24	45d+	12,540
25	12d+	24,460	25	30d+	22,700

Dentro del experimento se produjo 3 fracasos en la pruebas de tracción debido a una inclusión de acrílico en la muestra lo que provocó datos demasiado disímiles con las demás pruebas, que de igual forma fueron consignados en

las tablas, más , no son considerados para el análisis estadístico como dato, sino como fracaso.

Discusión:

Cuando hacemos una análisis de la varianza, según los test de Anova, Tukey y Durbin-Watson no existe ninguna diferencia significativa entre los grupos estudiados estos son :

D_A25SB= Dentina menores de 25 años Singlebond2.

D_A25SCO= Dentina menores de 25 años Scotchbond Multipropósito.

D_A50MSB = Dentina mayores de 50 años Singlebond 2.

D_A50MSCO= Dentina mayores de 50 Scotchbond multipropósito.

Donde el análisis de los cuatro grupos nos muestra un $P=0.181$ ($p>0.05$)

Tabla 4: Análisis de varianza

Source	Sum-of-Squares	df	Mean-Square	F-ratio	P
GRUPO	911.284	3	303.761	1.659	0.181
	17026.270	93	183.078		

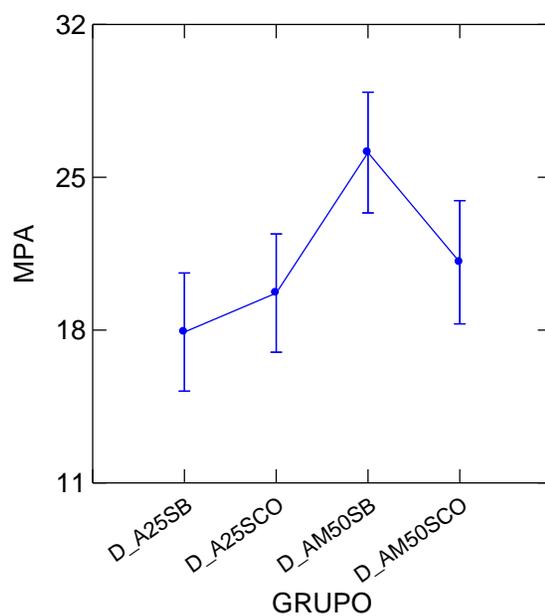
Esto es coincidente con los estudios que han realizado G.C Lopes, T.Bruggemann y cols, y F. Özer y A Sengun (82,63) en sus respectivos laboratorios.

Tabla 5 :Análisis de la significancia por grupos

	1	2	3	4
1	1.000			
2	0.966	1.000		
3	0.152	0.348	1.000	
4	0.846	0.984	0.583	1.000

Así la tabla 5 que nos da la significancia por grupo, nos muestra que no existen diferencias significativas entre los diferentes grupos estudiados, a pesar de que el estudio de las medianas nos podría indicar lo contrario como nos muestra el gráfico 1.

Least Squares Means

**Gráfico 1 : Medianas por grupo.**

Donde las medianas por grupo son 17.909 mpa para el grupo D_A25SB , de 19.696 mpa para el grupo D_A25SCO, de 26.132 mpa para el grupo D_AM50SB y de 21.108 mpa para el grupo D_AM50SCO.

Esta gran diferencia en las medianas respectivas de los grupos, podría deberse a la gran dispersión que presentaban los datos como nos muestra el gráfico 2 (página 47) y que se mantuvo luego de haber aplicado la raíz cuadrada a los datos y el logaritmo de 10. Creo que esto, no nos deja nada mas que pensar que para aclarar esta duda se debiera realizar un estudio con aún mas muestras para no solo buscar una significancia estadística sino también una menor dispersión de los datos.

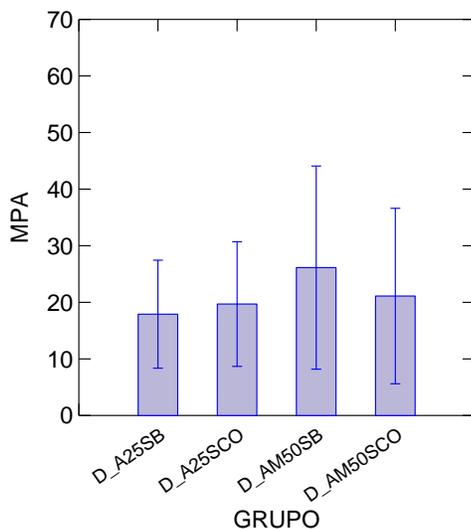


Gráfico 2 : Muestra en azul las medianas de los datos obtenidos y en la línea el rango de dispersión por cuartiles.

Como se ha analizado ampliamente en el marco teórico la dentina esclerótica puede afectar la adhesión de los distintos sistemas adhesivos a la dentina. Sin embargo dadas las características de la preparación de las muestras en este estudio podemos decir que la falta de diferencias significativas es esperable según Pashley y Tay (30) donde vemos que la disminución a la resistencia microtraccional de los estudios se debe a la presencia de una capa hipermineralizada de tejido , sobre la dentina esclerótica normal, que impide la correcta infiltración de la dentina esclerótica subyacente durante el proceso de grabado ácido en los sistemas de grabado total.

Así como en este estudio se utilizó muestras de dentina a nivel del cuello de la pieza , y en piezas que no poseían malfunciones, podemos decir que esta capa de hipermineralización que contiene bacterias fosilizadas y una capa bacteriana en su superficie, posiblemente no existía, para marcar una diferencia en la adhesión debido a una malformación de la capa híbrida en las muestras tratadas.

Además debemos identificar que la principal causa de las abfracciones suele ser las sobrecargas oclusales, las cuales también según se ha especulado podrían ser un factor posiblemente influyente en la formación de la capa hipermineralizada sobre la dentina esclerótica presente en el fondo de los

defectos de cuña a nivel cervical, debido a que generarían diferentes potenciales piezoeléctricos favoreciendo la aposición de mineral. (30)

Particularmente también podría agregar que si bien es cierto que la mayoría de los estudios analizan la resistencia traccional con los túbulos dentinarios perpendicular a la capa adhesiva, lo cual determina ciertos resultados a la resistencia traccional, este estudio ha realizado pruebas con los túbulos paralelo a la capa adhesiva, lo que según Tay no generaría mayores diferencias respecto a adhesión lograda sobre túbulos perpendiculares, sino que por el contrario aumenta levemente los valores de adhesión, y se acerca mas a la realidad de una cavidad clase V. (30).

Cabe mencionar entonces que podemos inferir que el fenómeno de aposición de dentina peritubular no sería el que determinaría una variación significativa en la adhesión a la dentina esclerótica, sino que lo realmente gravitante sería la presencia de aquella capa hipermineralizada que se forma al fondo de las cavidades en forma de cuña. Y que concordantemente con Tay y Pashley probablemente la remoción de dicha capa permitiría una mucho mejor adhesión y retención al sustrato biológico presente. (30)

Conclusiones:

- 1-. Según este estudio, no habrían diferencias significativas de resistencia traccional entre piezas dentarias con dentina envejecida, versus dentina joven (in vitro).

- 2-. La constante modificación debido a cambios biológicos del sustrato sobre el cual se practica la técnica adhesiva, hace que el resultado de la técnica no sea predecible, más en condiciones donde sabemos encontraremos un fenómeno de esclerosis con posibles zonas de hipermineralización.

- 3-. Suponemos que la remoción mecánica de la capa de hipermineralización permitiría (según lo informado por Pashley y Tay.) lograr una adhesión mucho mas confiable respecto a una técnica sin instrumentación en lesiones clase V.

- 4-. El fenómeno de esclerosis dentinaria propiamente tal según este estudio, no representaría una barrera para lograr una buena adhesión a la dentina.

- 5-. Mayores estudios son necesarios para lograr un cabal entendimiento del fenómeno de envejecimiento dentinario.

6-. No hay diferencias significativas entre ambos adhesivos, tanto en la resistencia traccional de ambos en un mismo sustrato, como en el comportamiento de ellos respecto al sustrato variable.

7-. Concordamos con la bibliografía acerca de que la orientación tubular no tiene mayor relevancia en los valores de adhesión obtenidos en un estudio de resistencia a la tracción según los datos estudiados.

Resumen:

La adhesión a dentina ha sido ampliamente estudiada en las últimas décadas. Sin embargo no se conoce con precisión si el envejecimiento modifica las interacciones adhesivo/superficie dentaria. Este estudio fue diseñado para probar la hipótesis que el envejecimiento dentinario, modifica la resistencia adhesiva a la tracción *in vitro*. Para tal efecto, se seleccionaron 25 molares sanos de pacientes de entre 50 a 70 años y 25 molares sanos de entre 12 a 22 años, extraídos por razones periodontales u ortodóncicas.

La dentina radicular fue obtenida luego de seccionar transversalmente los especímenes en el límite amelodentinario. La raíz fue hemiseccionada en un segmento mesial y uno distal. En los segmentos mesiales de todos los especímenes se realizó técnica adhesiva, con el sistema Scotch Bond Multipopósito Plus ®(SBMP), [3M St. Paul MN USA]; en los segmentos distales se realizó técnica adhesiva con el sistema Singlebond 2 ®(SB2), [3M ESPE], de acuerdo con las instrucciones del fabricante. Posteriormente, la muestra en estudio fue sometida a la prueba de tracción en máquina Instron (mod. 4411) a una velocidad de 0,5mm/seg con una célula de carga de 10 kilos. Los datos fueron expresados en megapascales (Mpa), los que se analizaron estadísticamente por medio del test Anova y Tukey.

Las observaciones realizadas, con la metodología empleada, mostraron los resultados en Mpa, expresados en medianas por grupo de 17.09 para SB2<25 años 19.69 para SBMP<25 años y 26.13 para SB2>50 años 21.10 SBMP>50 años, no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia adhesiva a la tracción, entre dentina proveniente de pacientes de 12 a 22 años y dentina proveniente de pacientes mayores de 50 años, para ambos sistemas adhesivos. ($p>0.05$).

Concluimos que el envejecimiento no es un factor que modifica los valores de resistencia a la tracción entre adhesivo superficie/dentinaria.

Bibliografía.

- 1-. Buonocore MG. A simple method o increasing the adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces . *J.dent.res* 1955;34:849-853
- 2-. E.J.Swift ,Jr,Dmd,Ms. Bonding Systems for restorative materials-a comprehensive review *Ped.dent.*1998;20:80-84
- 3-. BADER M., ASTORGA C., BAEZA R. Et al., “Biomateriales Dentales: Propiedades Generales” Tomo 1, Primera Edición, 1996, Facultad de Odontología, Universidad de Chile. 71 p, p 3-62. Cap I-IV.
- 4-. KUGEL G, FERRARI M. “The science of bonding: from first to sixth generation”. *J American Dental Association.* 131, 20-20S. 2000.
- 5-. Karlheinz Moll, Hyun-Jung Park, Bernd Haller. “Bond strength of adhesive composite combinations to dentin involving total and self-etch adhesives. *J Adhesive dent* 2002;4:171-180
- 6-. Yasuhiro Torh DDS, Kousuke Itou, DDS, Yoshihiro Nishitani DDS, Kinio Ishikawa ,Phd & Kazuomi Susuki Phd. Effect of fosforic acid Etching Prior to self etching primer application on adhesion of resin composite to enamel dentin. *Am. J Dent* 15:5;305-308
- 7-.E.J Swift DMD. Dentin/Enamel adhesives : Review of the literature. *Ped.Dent* 2002t:Vol:24;5:456-461
- 8-. Garyson W. Marshall Jr, Sally J. Marshall, John H. Kinney, Mehdi Balooch. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *Jour.dent.*1997; Vol.25:441-458.
- 9-. Mjor,I.A. and Fejerskov, O. “Histology of the Human Tooth” 2dn edition munksgaard, Copenhagen, 1979.
- 10-. Driessens, F.C. M., and Verbeek R.M.H. *Biominerals.crc press, Boca Raton*,1990 p. 163-178.
- 11-. Gregoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A.: Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2003 Jul;90(1):42-9.

- 12-. Ten Cate, A.R. , Oral Histology: Development, Structure and function, 4edn. Mosby St Louis,1994.
- 13-. Olsson,S., Olio G. and Adamezac,E. The Structure of dentin surfaces exposed for bond strength measurements. Scandinavian Journal of dental Research, 1993;101; p 180-184.
- 14-. Mitchum,J.C and Gronas, D.G. Effect of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. Jour.Am.Dent.1986;113:285-287.
- 15-. Tagami J., Tao. L and Pashley correlation among dentin depth , permeability and bond strength of adhesive resins. Dent Mat. 1990;6:45-50
- 16-.Pashley, D. H., Ciucchi, B., Sano, H. and Horner, J. A. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence International, 1993, 24; 618-631.
- 17-. Morse,D.R. Age related changes of dental pulp complex and their relationship to systemic aging. Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology, 1991;72;p 721-745
- 18-. Levich L.C.,Bader J.D.,Shugars D.A., and Heyman H.O. non carious cervical lesions. Journal of Dentistry 1994;22:195-207
- 19-. Gwinnett A J :Moist versus dry dentin :It's effect on shear bond strength Am J Dent 1992;5:127-129
- 20-. Pashley, D.H., Clinical correlations of dentin structure and function, Jour of pros dent 1991;66;p 777 – 781.
- 21-. Pashley, D.H., Smear layer: over view of structure and function. Proceedings of the finnish dental society, 1992;88; supl1, 215-224.
- 22-. Nakabayashi, N. Adhesive bonding with 4-meta. Operative dentistry 1992,5(suppl),125-130
- 23-. Sugizaki, J, The effect of the various primers on the dentin adhesion of resin composites-SEM and TEM observations of the resin-impregnated layer and adhesion promoting effect of the primers. Japanese Journal of Conservative Dentistry, 1991, 34, 228-265.

- 24-. Gwinnett A J :Moist versus dry dentin :It´s effect on shear bond strength Am J Dent 1992;5:127-129
- 25-.Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P. and Vanherle, G., Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different adhesive systems. Journal of Dental Research, 1992, 71, 1530-1540.
- 26-.Van Meerbeek, B., Dhem, A., Goret-Nicaise, M., Braem, Lambrechts, P. and Vanherle, G., Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. Journal of Dental Research, 1993, 72, 495-501.
- 27-.Perdigao, J., An ultra-morphological study of human dentine exposed to adhesive systems. Doctoral thesis, Catholic University of Leuven, Leuven, Belgium, 1995.
- 28-. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G.: Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res. 2003 Feb;82(2):136-40.
- 29-. Kusunoki M. et al : The effective of dentin adhesive to sclerotic dentin. Jour of dentistry 2002;30;91-97
- 30-. F. R. Tay, D.H. Pashley. “resin bonding to cervical sclerotic dentin, a review.” Jour of Dent, 2004;32:173-196.
31. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Noncarious cervical lesions. Journal of Dentistry 1994;22: 195—207.
32. Spranger H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. Quintessence International 1995; 26:149—154.
33. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl L. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. Journal of American Dental Association 2002;133:725—733.
34. Duke ES, Lindemuth J. Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates. American Journal of Dentistry 1990;3:24—270.

35. Duke ES, Lindemuth J. Variability of clinical dentin substrates. *American Journal of Dentistry* 1991;4: 241—246.
36. Duke ES, Robbins JW, Snyder DS. Clinical evaluation of a dentinal adhesive system: three-year results. *Quintessence International* 1991;22:889—895.
37. Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence International* 1996;27:775—784.
38. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *Journal of Dentistry* 1994;22: 141-146.
39. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *Journal of Dentistry* 2000;7:515—528.
40. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *Journal of Dental Research* 1996;75:1404—1413.
41. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials* 2002;18:359—369.
42. Gwinnett AJ, Kanca JA. Interfacial morphology of resin composite and shiny erosion lesions. *American Journal of Dentistry* 1992;5:315—317.
43. Kusunoki M, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. The efficacy of dentine adhesive to sclerotic dentine. *Journal of Dentistry* 2002;30:91—97.
44. Yoshiyama M, Noiri Y, Ozaki K, Uchida A, Ishikawa Y, Ishida H. Transmission electron microscopic characterization of hypersensitive human radicular dentin. *Journal of Dental Research* 1990;9:1293—1297.
46. Daculsi G, LeGeros RZ, Jean A, Kerebel B. Possible physicochemical processes in human dentin caries. *Journal of Dental Research* 1987;66:1356—1359.

47. Yoshiyama M, Suge T, Kawasaki A, Ebisu S. Morphological characterization of tube-like structures in hypersensitive human radicular dentine. *Journal of Dentistry* 1996;24: 57—63.
48. Weber DF. Human dentine sclerosis: a microradiographic survey. *Archives of Oral Biology* 1974;19:163—169.
49. Mixson JM, Spencer P, Moore DL, Chappell RP, Adams S. Surface Morphology and chemical characterization of abrasion/erosion lesions. *American Journal of Dentistry* 1995;8:5—9.
50. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH. Bonding of a self-etching primer to noncarious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and micro-tensile bond strength evaluation. *Journal of Adhesive Dentistry* 2000;2:9—28.
51. Takuma S, Ogiwara H, Suzuki H. Electron probe and electron microscope studies of carious dentinal lesions with remineralized surface layer. *Caries Research* 1975;9: 278—285.
52. Daculsi G, Kerebel B, Le Cabellec MT, Kerebel LM. Qualitative and quantitative data on arrested caries in dentine. *Caries Research* 1979;13:190—202.
53. Ishikawa K, Suge T, Yoshiyama M, Kawasaki A, Asaoka K, Ebisu S. Occlusion of dentinal tubules with calcium phosphate using acid calcium phosphate solution followed by neutralization. *Journal of Dental Research* 1994;73: 1197—1204.
54. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH. Bonding of a self-etching primer to noncarious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and micro-tensile bond strength evaluation. *Journal of Adhesive Dentistry* 2000;2:9—28.
55. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *Journal of Dental Research* 1996;75:1404—1413.

56. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Operational Dentistry* 1999;24:66—72.
57. Gwinnett AJ, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *American Journal of Dentistry* 1996;9:140-144.
58. Coli P, Alaeddin S, Wennerberg A, Karlsson S. In vitro dentin pretreatment: surface roughness and adhesive shear bond strength. *European Journal of Oral Sciences* 1999;107: 400-13.
59. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *Journal of Dentistry* 2002;30:99—105.
60. Wang Y, Spencer P. Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research* 2002;59:46—55.
61. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *Journal of Dental Research* 2003;82:141—145.
62. Gwinnett AJ, Jendresen M. Micromorphological features of cervical erosion after acid conditioning and its relation with composite resin. *Journal of Dental Research* 1978;7: 543—549.
- 63-. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pasley DH. Microtensile bond strengths to sclerotic dentin using a self etching and total etching technique *dent mat* 2002 jul;18(5):359-69
- 64-. Van Meerbeek B,Peumans M, VerschuerenM, Galdys S,Braem M, Lambrechts P.Et al. Clinical Status of 10 dentin adhesives systems . *J.Dent.Res* 1994;73:1960-1702

- 65-. Van Meerbeck B, Peumans M, Verschueren M, Galdys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year Clinical Effectiveness of four total-etch systems in cervical lesions. *Quintessence Int.* 1996;27:775-784
- 66-. Van Meerbek B, Yoshida Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K, et al. Hybridization effectiveness of a two-step v/s 3-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J. Adhesive Dent.* 1999;1:7-23
- 67-. Gwinnett A J: dentin bond strength after air drying and re-wetting
Am J Dent 1994;7:144-148
- 68-. J. Perdigão DMD. New Trends in dentin enamel/adhesion. *am.journal dent.* 2000;13:25-30
- 69-. Lorenzo Breschi DDS. Pietro Gobbi MD. Mirella Falconi MD, Giovanni Mazzotti MD: Carlo Prati MD, & Jorge Perdigão DMD: Ultra-morphology of self-etching adhesives on ground enamel : a high resolution SEM Study
Am J Dent 2003;16 spec n° 57^a-62A
- 70-. J. DE MUNCK¹, B. VAN MEERBEEK¹, M.A. VARGAS², K. SHIRAI³, J. IRACKI⁴, A. POITEVIN¹, and P. LAMBRECHTS¹: 0859 Bonding Effectiveness of New Self-etch Adhesives to Bur-cut Enamel and Dentin Seq #98 - Self-etching Adhesive Systems 2, 3:45 PM-5:00 PM, Thursday, 26 June 2003 Svenska Massan Exhibition Hall B
- 71-. K.-T. JANG, Seoul National University, South Korea, and F. GARCIA-GODOY, Tufts University, USA :1894 Effect of additional acid etching on resin tag formation of self-etching adhesives. Seq #182 - Microstructure of Adhesive Interface 11:00 AM-12:15 PM, Friday, 8 March 2002 San Diego Convention Center Exhibit Hall C
- 72-. Gregoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A.: Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2003 Jul;90(1):42-9.
- 73-. Kanca J Effect of resin Primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 1992;5:213-5

74-. H. SANO, M. HASHIMOTO, E. YOSHIDA, M. HORI, M. KAGA, and H. OGUCHI: 0710 Consecutive Coating for Dentin Bonding to Reduce Nanoleakage Seq #81 - Bonding Mechanism/Technical Effects 1:45 PM-3:45 PM, Thursday, 26 June 2003 Svenska Massan A4

75-. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH. : Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. J Dent Res. 2002 Aug;81(8):556-60

76-. Bjorndal L, Darvann T. A light microscopic study of odontoblastic and non-odontoblastic cells involved in tertiary dentinogenesis in well-defined cavitated carious lesions. Caries Res. 1999;33(1):50-60.

77-. Y. NISHITANI, T. YAMADA, K. TAKAHASHI, T. ITOTA, H. SHIMIZU, M. YOSHIYAMA, and D.H. PASHLEY: 0319 Bonding of All-in-one Adhesive Systems to Carious Dentin Seq #47 - Adhesion to Caries Affected-Infected Dentin/Root Canal Dentin 11:00 AM-12:15 PM, Thursday, 26 June 2003 Svenska Massan Exhibition Hall B

78-. L.B. JACQUES, P.E.C. CARDOSO, A. MALLMANN, and P.A. BURMANN: 1143 Microtensile of adhesive systems in wet and dry dentin: Self-etching primers X acid-etching Seq #115 - "Self-etching" Adhesive Systems 3:45 PM-5:00 PM, Thursday, 7 March 2002 San Diego Convention Center Exhibit Hall C.

79-. M. MIYAZAKI, H. ONOSE, B.K. MOORE, and J.A. PLATT: 1895 Micro-Raman Spectroscopy of Resin Penetration into Dried, Etched Dentin Seq #182 - Microstructure of Adhesive Interface 11:00 AM-12:15 PM, Friday, 8 March 2002 San Diego Convention Center Exhibit Hall C

80-. "Scotchbond™ Multi-Purpose Plus, Dental Adhesive System" Dental Products Laboratory 3M Center, Building 260-2B-13, St. Paul, MN 55144-1000, Printed in U. S. A., ©3M 1994

81-. "Adper Single Bond 2" Productos Dentales , 3M Center, Building 275-2SE-03, St. Paul, MN 55144-1000, Impreso en EUA, © 3M 2004.

82-. F. ÖZER, A. SENGUN, and B. OZTURK 0949 Effect of aging on bond strength of two bonding agents.

Seq #94 - Aging and Technique Effects on Bond Strength
1:45 PM-3:45 PM, Thursday, 7 March 2002 San Diego Convention Center
Room 11B (Upper Level)