

330

24



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

ADHESION Y ADHESIVOS EN ODONTOLOGIA
(REVISION BIBLIOGRAFICA)

T E S I S I N A

QUE PRESENTA:
CLAUDIA PERALES VALDEZ ✓
PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA

ASESOR: C.D. MARIO PALMA CALERO



MEXICO, D. F.

1996

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

A mis padres:

**Pedro Perales Servín y
Guadalupe Valdéz Rosas
Por todo su apoyo,
sacrificios y dedicación que
tuvieron para conmigo; en mi
formación moral, intelectual y
profesional.**

A mis profesores:

**que compartieron, todos
sus conocimientos y experiencia
para; mi formación académica.**

A mi querida U.N.A.M. y
Facultad de Odontología:

**Que me brindaron la oportunidad
de pertenecer y culminar mis
estudios en ellas.**

A mi asesor:
C.D. Jorge Mario Palma Calero

**Que me ayudó en la elaboración
de la presente tesina y que sin su
apoyo y enseñanzas no hubiera
sido posible.**

A mi pareja

Jorge Negrete Najera:

Eres una persona muy especial,
de la cual he recibido amor,
comprensión apoyo y respeto
incondicionalmente.
con todo mi amor

INDICE

	Pág.
Introducción	1
Antecedentes	2
Capítulo I	
Acondicionadores dentinarios de autograbado conteniendo fenil-P	10
Introducción	1
Materiales y métodos	13
Resultados	16
Discusión	19
Capítulo II	
Adhesivo unido a dentina tratada con un acondicionador de auto- grabado con fenil-P	23
Introducción	24
Materiales y métodos	27
Resultados	29
Discusión	34
Capítulo III	
Adhesión de resina a esmalte permanente joven	40
Introducción	40
Materiales y métodos	43
Resultados	45
Discusión	48
Conclusiones	52

Capítulo IV

Aspectos morfológicos de la zona de Interdifusión resina dentina con cinco diferentes sistemas adhesivos dentarios probados en vivo.	53
---	-----------

Introducción	54
--------------	----

Materiales y métodos	55
----------------------	----

Resultados	56
------------	----

Discusión	57
-----------	----

Sumario y conclusiones	59
------------------------	----

Capítulo V

Resultados clínicos con prótesis unidas con resinas y un cemento adhesivo.	60
---	-----------

Introducción	61
--------------	----

Materiales y métodos	63
----------------------	----

Resultados	65
------------	----

Discusión	66
-----------	----

Resumen	69
---------	----

Capítulo VI

Adhesión de una resina compuesta a hueso.	70
--	-----------

Introducción	71
--------------	----

Materiales y métodos	72
----------------------	----

Resultados	73
------------	----

Discusión	74
-----------	----

Conclusiones	78
--------------	----

Bibliografía	80
--------------	----

INTRODUCCION

Uno de los retos en la Odontología es la constante búsqueda de materiales de restauración y cementación que nos permitan obtener adhesión a tejidos dentarios, esmalte y dentina principalmente. A lo largo de esta búsqueda se han utilizado una gran cantidad de materiales entre los que destacan: Oxido de Zinc y eugenol, Fosfato de Zinc, Silicatos, Silicofosfatos, Policarboxilatos y el Ionómero de vidrio. Sin embargo en la actualidad han surgido una gran gama de cementos a base de resinas que tienen adhesividad a esmalte y dentina estos se están utilizando en el área de Prótesis, Operatoria Dental e incluso en Cirugía Maxilofacial en el tratamiento de fracturas.

Entre estos tipos de adhesivos dentales se encuentran el Fosfato-éster, el tipo oxilato, el tipo Ionómero de vidrio y el tipo de Carboxilato. Todos ellos nos dan diferentes formas de adhesión como: resina-esmalte, resina-dentina, resina-porcelana, resina-ionómero, resina-resina y resina-metal. Uno de los problemas más importantes que se presentaban anteriormente era la falta de traba mecánica a dentina, sin embargo ese problema se resolvió con la aparición de los acondicionadores dentinarios de autograbado que crean una zona de interdifusión por la remoción de la capa de lodo dentinario y el acondicionamiento de la misma. La adhesión a los túbulos dentinarios se lleva a cabo cuando al aplicar los materiales adhesivos, estos hacen una forma de cono invertido, característica en la apertura de los túbulos. Estos adhesivos tienen la propiedad de adherirse a los túbulos dentinarios en presencia de humedad.

La investigación en el campo de la Odontología es constante y permanente, es por eso que el dentista de práctica general, tiene la obligación de estar al tanto de esas investigaciones, que incluyen la aparición de nuevos materiales técnicas o aplicaciones e.t.c, para que de esta forma puede ofrecer un servicio odontológico de primer nivel.

ADHESION

Definición

La adhesión se dá cuando dos superficies al ponerse en contacto, se unen debido a fuerzas de atracción interatómicas o intermoleculares. Si la atracción se dá entre átomos o moléculas del mismo tipo, al fenómeno se le llama cohesión. Un adhesivo es un material que se usa para producir o facilitar adhesión; el adherente es la superficie en donde se aplica el adhesivo.

Cominmente, la unión de dos superficies por el fenómeno de adhesión es logrado a través del uso de un adhesivo que es una sustancia capaz de mantener unidos otros materiales fijandose a sus superficies. Esto significa que forma una unión adhesiva en las superficies de las dos sustancias y así las mantiene unidas. Las superficies a ser unidas y sobre las cuales es aplicado el adhesivo son denominadas adherentes o sustratos.

Principios de adhesión

La gran mayoría de superficies para las que se requiere una unión adhesiva son micro y macroscópicamente rugosas. En consecuencia, existe el peligro de que queden bolsas de aire atrapadas entre un adhesivo y la superficie, reduciéndose, por tanto, el área de contacto entre los dos. Sin embargo, si la superficie rugosa se humedece adecuadamente con un adhesivo se puede aumentar el área efectiva de contacto y fortalecer la unión. Para una buena unión adhesiva, las superficies deberían limpiarse para eliminar restos y depósitos que se fijan débilmente a ellas.

Humectancia

La humectancia es la capacidad de un líquido para cubrir un sustrato por completo, a fin de poder obtener el máximo beneficio de las fuerzas de adhesión mecánica y química. Esta capacidad está gobernada por las fuerzas de atracción, que tienden tanto a hacer que el adhesivo se esparza sobre el sustrato como a la resistencia a esta posibilidad que es controlada por la viscosidad del adhesivo, las irregularidades de la superficie del sustrato y la presencia de sustancias contaminantes.

El factor más importante es la fuerza de atracción que está detrás de la tendencia a esparcirse, que es controlada por la relación entre las energías superficiales del adhesivo líquido y del sustrato sólido.

Retención mecánica

No importa cuán lisa pueda aparecer a la vista una superficie, en escala atómica será relativamente. Esto conduce a un cierto grado de traba mecánica entre dos superficies en la interface, brindando algo de retención. Este tipo de retención, es favorecida por tratamientos apropiados de las superficies, que permiten obtener mayor cantidad de irregularidades por medio del uso de un agente grabador, para proceder después a la aplicación de un adhesivo que sea lo suficientemente fluido como para penetrar en estas irregularidades, y que al fraguar quede fijo entre ellas.

Retención micromecánica

Este tipo de retención se lleva a cabo por traba mecánica, que consiste en la penetración del adhesivo en una superficie irregular con entrantes y salientes, que solo se pueden ver microscópicamente. Tal es el caso del esmalte dental una vez que se ha sometido a la acción de un ácido grabador y que posteriormente le es aplicado un adhesivo líquido y que ocupará toda la superficie irregular del esmalte, obteniendo así una retención micromecánica.

Retención debido a cambios dimensionales

El cambio dimensional producido por la variación de temperatura, estado o estructura puede ser utilizado para mantener unido un material con respecto a una cavidad de una pieza dental como por ejemplo: la reacción de fraguado de la amalgama dental, está asociada con una serie de cambios dimensionales y el resultado neto puede ser una expansión, lo que nos da como resultado una retención.

Adhesión específica

Existen dos tipos amplios de adhesión específica e involucran fuerzas de valencia primaria y secundaria. Algunas veces el término "enlace químico" es utilizado para indicar uniones de valencia primaria y "enlace físico" para las de valencia secundaria, aunque no existe justificación para ello, razón por lo cual esta terminología debe ser evitada sin embargo el término "adhesión química" es utilizado con el mismo significado que "adhesión específica" y ambos son correctos.

Categorías de adhesión

Retención mecánica	Retención micromecánica debido a irregularidades de la superficie.
Adhesión específica	Retención debido a cambios dimensionales Fuerzas de valencia primaria iónicas covalentes metálicas Fuerzas de valencia secundaria fuerzas de Keeson y Debye fuerzas de dispersión de London puentes de hidrógeno.

Uniones de valencia primaria

Las uniones de valencia primaria son aquellas que mantienen unidos a los átomos para formar moléculas o estructuras macromoleculares: uniones iónicas, covalentes y metálicas. Son excepcionalmente fuertes y dan lugar a uniones muy resistentes.

En la tecnología adhesiva esas uniones no son utilizadas con frecuencia. En la Odontología algunos adhesivos son capaces de funcionar a través de la formación de uniones primarias con diversos constituyentes del esmalte y la dentina.

Uniones Iónicas

Son aquellas en las que hay una pérdida o ganancia de electrones entre dos o más átomos dando como resultado un átomo eléctricamente negativo y otro positivo. El átomo que pierde electrones será eléctricamente positivo y habrá un mayor número de protones.

El átomo que gana electrones sera eléctricamente negativo por tener más electrones que protones.

Unión covalente

Es aquella unión en la que dos átomos comparten sus electrones, creando un tipo de unión muy fuerte y este se puede observar en los polímeros.

Unión metálica

Una característica de los metales es que se desprenden muy fácilmente de sus electrones. La unión metálica es una nube de electrones en constante movimiento. La soldadura por ejemplo es un proceso que permite que se formen uniones metálicas a través de la interface.

Uniones de valencia secundaria

Estas son de mucho mayor importancia en la mayoría de los sistemas adhesivos. En forma general son denominadas fuerzas de Van der Waals y constituyen las fuerzas intermoleculares que dan cohesión a una estructura. Generalmente las fuerzas de valencia secundaria son mucho más débiles que las uniones de valencia primaria.

Existen diversos tipos de fuerzas de valencia secundaria pero todas se producen como consecuencia de las interacciones entre moléculas que están electrostáticamente desequilibradas.

Fuerzas de Keeson y Debye

Las fuerzas de Keeson se producen debido a la interacción directa de los dipolos permanentes en moléculas vecinas de dos o más compuestos polares, en los cuales los dipolos se orientan para disminuir su energía interna y de esta manera lograr una atracción máxima. Las fuerzas de Debye por otro lado, pueden existir entre moléculas polares y no polares y en este caso el momento del dipolo de la primera induce un dipolo en la segunda, en virtud de su campo electrostático. Existe atracción entre moléculas polares y los dipolos inducidos.

Fuerzas de dispersión de London

Los electrones están en continuo movimiento esencialmente aleatorio dentro de límites bien definidos. Este movimiento origina desplazamientos instantáneos de los electrones de su posición teórica en la cual no generan polaridad y, así se produce siempre un dipolo instantáneo en cualquier molécula aunque no sea polar. Estos dipolos instantáneos se establecen en distintas moléculas a través de la interfase y cada uno, adicionalmente, tiende a inducir el correspondiente dipolo en la otra. Existe por lo tanto, una fuerza de atracción entre los dipolos instantáneos y los inducidos denominada fuerza de dispersión de London. Es muy importante por las siguientes razones: no depende de la existencia de dipolos permanentes en moléculas polares sino que existe en cualquier interfase y es más fuerte que las fuerzas de interacción de dipolo que se puede generar en esta situación.

Puentes de Hidrógeno

Constituye un caso especial de interacción dipolo-dipolo y es la unión en la que específicamente está involucrado el hidrógeno. Es la fuerza de atracción que existe entre dos moléculas, cada una de las cuales está constituida por un átomo o grupo altamente electronegativo tal como el oxígeno, o el fluor y uno o más átomos de hidrógeno. Estas dos moléculas son a menudo, pero no necesariamente, del mismo tipo, como el caso del agua.

Materiales para lograr unión al esmalte y a la dentina

La adhesión específica al esmalte y a la dentina ha sido lograda con cierto tipo de materiales que contienen grupos carboxilos (-COOH). Dos de esos materiales de importancia práctica, son los cementos de policarboxilato de zinc que son utilizados como cementos y los cementos de ionómeros vítreos que son utilizados como materiales para obturación y cementado. Su adhesión a las estructuras dentarias está ayudada por la posibilidad de mojarlas y es en este caso, en el que puede ser apreciado el beneficio de hacer interactuar un adhesivo polar con un sustrato polar. Cuando el cemento está razonablemente fluido existen muchos grupos -COOH libres que permiten mojar la superficie polar del diente debido a su tendencia a formar uniones por puentes de hidrógeno que unen a las moléculas del polímero al sustrato. La adhesión al sustrato es fuertemente dependiente de la disponibilidad de cationes en la interfase para promover la formación de uniones iónicas. Por fortuna, el esmalte es particularmente apto en este sentido ya que los iones de calcio de la apatita brindan el puente iónico. La pequeña cantidad de apatita en la dentina significa que la unión a ella es más débil que la lograda al esmalte. Sin embargo es posible alcanzar adhesión

a la fase orgánica de la dentina por vía de los grupos amino (-NH₂) y -COOH en ella existentes y de los cationes suministrados por el vidrio soluble en ácido.

CAPITULO

I

Acondicionadores dentinarios de autograbado conteniendo fenil-P

AUTOGRABADO DE LOS ACONDICIONADORES DENTINARIOS CONTENIENDO FENIL-P.

INTRODUCCION

La eficiencia de los acondicionadores dentinarios se ha mejorado notablemente por la introducción de un adhesivo dentinario por Munksgaard y Asmussen. Ellos reportaron que el pretratamiento de la dentina con una mezcla acuosa de glutaraldehído e hidroxietil metacrilato HEMA; proporciona una eficacia de unión de los materiales de resina. Después de este reporte establecieron que el glutaraldehído en este adhesivo GLUMA podría ser eliminado, si el acondicionador era seguido por agentes adhesivos altamente eficaces. Esta modificación del acondicionador GLUMA fue benéfica en que la posibilidad de que la irritación causada por el glutaraldehído debido a la coagulación de las proteínas, puede evitarse.

Después de describir el acondicionador HEMA, reportamos una mejora en la unión, por la aplicación de glicéridmetacrilato y eritrolmetacrilato como acondicionadores dentinarios.

Estos acondicionadores previenen completamente la formación de un espacio por la contracción de una resina compuesta fotocurable en una cavidad cilíndrica dentinaria, cuando se combinaron un acondicionador con EDTA y un agente dentinario que contenía ester fosfato. Esos dos acondicionadores experimentales se desarrollaron para evitar la irritación de la piel, que fue causada por la solución HEMA aún cuando el glutaraldehído fue omitido del acondicionador GLUMA.

Aunque esos acondicionadores dentinarios mejoran la eficacia de los sistemas de unión a dentina, ellos complican los procedimientos de restauración con una resina compuesta, porque requieren de un paso extra. Además los acondicionadores de autograbado que contienen ácido maleico fueron hechos comercialmente para

simplificar la restauración con resina compuesta, combinando el acondicionamiento de dentina y acondicionador. Nosotros examinamos previamente la eficacia de los acondicionadores los cuales se componen de dicarboxilato alifático o sus monómeros esterificados diluidos en HEMA y determinamos que el ácido succínico, ácido itálico y sus ésteres diluidos en HEMA fueron altamente efectivos como acondicionadores dentinarios de autograbado. Sin embargo esos acondicionadores no previenen completamente la formación de un espacio por la contracción. Watanabe reportó que una mezcla acuosa de metacriloxietil hidrógeno, fenil fosfato y HEMA fué un acondicionador efectivo aplicado a una superficie dentinaria que estaba cubierta con una capa de lodo dentinario.

El propósito de este estudio fué examinar los efectos del autograbado ácido de los acondicionadores dentinarios compuestos de fenil fosfato diluido en HEMA o GM.

MATERIALES Y METODOS

Síntesis del metacriloxietil hidrógeno fenil fosfato

El metacriloxietil hidrogeno fenil fosfato (Fenil P) fué sintetizado de acuerdo al método de Yamauchi. Los acondicionadores experimentales se prepararon diluyendo Fenil P en una solución acuosa al 35% de HEMA o GM en una concentración de 5, 10, y 20 % en peso.

Los pH's de esos acondicionadores fueron obtenidos con un medidor de pH.

Medida del espacio por contracción de pared a pared

La eficacia de dos sistemas adhesivos dentinarios y dos acondicionadores de autograbado, se examinaron midiendo la ranura por contracción de la polimerización de la resina compuesta fotocurable en una cavidad dentinaria cilíndrica. Dientes humanos intactos fueron extraídos al cabo de cuatro semanas y almacenados en agua en un refrigerador a 4° C. El esmalte proximal del molar extraído fué eliminado con una lija de carburo húmeda de grano # 220 y se preparó una cavidad cilíndrica, aproximadamente de 3mm. de diámetro y 1.5 mm. de profundidad, se preparó la dentina expuesta por medio de una fresa de fisura de punta plana con irrigación de agua. La pared de la cavidad fué tratada con uno de los acondicionadores experimentales por 10, 20 y 30 segundos y secado completamente. Un agente de unión de curado dual fué aplicado en la cavidad e irradiado por 10 segundos, después de que se eliminó el exceso del material con un chorro de aire. Se llenó la cavidad con una resina compuesta fotocurable. La superficie de la resina compuesta fué presionada cuidadosamente sobre una loseta de vidrio, empacada en la cavidad y recubierta con una banda matriz plástica irradiada por 40 segundos con la lámpara. Dos adhesivos dentinarios fueron aplicados de acuerdo a las instrucciones del fabricante y la resina compuesta fotocurable fué empacada como ya se explicó.

Después de que los especímenes fueron almacenados en agua a temperatura ambiente (24 ± 1 °C) por 10 minutos, el margen de la cavidad fué expuesto con una lija de carburo de grano # 1000 y pulido con una borla y polvo de alúmina tamaño de grano 0.3 μm . La amplitud de la ranura por contracción fué medida con un tornillo micrométrico montado en un microscopio de luz a ocho puntos cada 45 grados a lo largo del margen de la cavidad. La ranura del espacio máximo por contracción se presentó como la suma de la amplitud de la cavidad y como un porcentaje del diámetro de la misma. Diez muestras fueron preparadas para cada grupo (200 en total).

Medida de la resistencia de unión tensil.

Los dientes humanos extraídos fueron embebidos en una resina epóxica y se preparó una superficie dentinaria plana con una lija de carburo húmeda de grano # 1000 al final. La superficie de la dentina fué tratada con uno de los acondicionadores experimentales de autograbado por 10, 20 y 30 segundos y la superficie fué secada completamente. Un molde de teflón de diámetro interno de 3.6 mm, diámetro externo de 20 mm y 5 mm de alto, fué colocado sobre la superficie de la dentina y una gota del agente de unión dual fué aplicada en la dentina en la parte de contacto con el molde. La mitad superior del molde fué llenada con una resina comercial químicamente activada y una fresa redonda del # 6 fué insertada dentro de la resina no polimerizada para medir la fuerza de unión. Después de que los especímenes fueron almacenados en agua a una temperatura ambiente (24 ± 1 °C) por 24 horas, la fuerza de unión tensil fué medida por una máquina de prueba universal a una velocidad de carga de 5 mm/min. Dos sistemas de unión dentinaria se aplicaron de acuerdo a las instrucciones del fabricante y la resina compuesta fué unida al sustrato por el método descrito arriba. Diez especímenes fueron preparados para cada grupo (200 en total).

Medida del cambio de dureza de la dentina por el acondicionamiento

Una superficie dentinaria fué preparada en el molar extraído con la lija de carburo húmeda tamaño de grano # 1000. La mitad de la superficie de la dentina fué cubierta con una cinta adhesiva y la otra mitad fué tratada con los acondicionadores dentinarios experimentales por 10, 20 y 30 segundos como se describió arriba. Después del acondicionamiento, la medida Micro Vickers de dureza para la dentina tratada y la cubierta se midió en 10 puntos, a distancias iguales entre la unión esmalte-dentina por medio de un probador de dureza Micro Vickers con una carga de 15 g por 30s. La reducción en la dureza dentinaria fué presentada como un promedio de la dureza de la dentina acondicionada y la dureza de la dentina cubierta. El acondicionador KB-100 y el grabador Multi-Purpose fueron aplicados de acuerdo al fabricante y las medidas de la dureza Micro Vickers después del tratamiento con estos acondicionadores dentinarios comerciales fueron realizadas como se describió arriba. Cinco especímenes para cada grupo (100 en total).

Observaciones con microscópio electrónico de la dentina acondicionada

Se expuso una superficie dentinaria plana en los molares extraídos por reducción del esmalte oclusal con una lija de carburo húmedo grano 1000 al final del proceso. La superficie dentinaria fue tratada con los acondicionadores dentinarios de autograbado por 10, 20 y 30 seg y los especímenes fueron seccionados a lo largo del eje del diente.

Se observaron cambios morfológicos con un microscopio electrónico después de que los especímenes fueron deshidratados en etanol, secados con frío en 2-metil-2-propanol y limpiados con platino y paladio.

RESULTADOS

pH's de los acondicionadores dentinarios.

Los pH's de los acondicionadores probados se muestran en la tabla 1. Los pH's de las soluciones acuosas al 35 % de GM y HEMA, 4.95 y 5.10 respectivamente, fueron disminuyendo por la agregación de fenil-P. Un pH extremadamente bajo fué medido cuando se agregó fenil-P a la solución GM.

Tabla 1. Amplitud de la ranura de contracción de la resina Silux Plus en una cavidad cilíndrica en dentina hecha experimentalmente con acondicionador de autograbado.

Acondicionador dentinario	pH	Tiempo de aplicación		
		10s	20s	30s
5:35 PPGM	1.40	0.048 (6)	0 (10)	0.012 (8)
10:35 PPGM	1.40	0.028 (7)	0.030 (6)	0 (10)
20:35 PPGM	0.30	0.014 (8)	0.014 (7)	0 (10)
5:35 PPIHEMA	1.40	0.044 (2)	0.047 (3)	0.043 (2)
10:35 PPIHEMA	1.40	0.013 (6)	0.010 (6)	0.004 (8)
20:35 PPIHEMA	0.84	0 (10)	0 (10)	0 (10)
KB-100	1.65			0.034 (6)
Scotchbond Multipurpose	1.32	0.060 (5)	(15s)	

%, N=10

Medida de la ranura por contracción.

La formación de una ranura por contracción de la resina compuesta fotocurable en la cavidad dentinaria cilíndrica fue prevenida en los seis grupos experimentales (tabla

11. En los grupos GM, se observó una completa adaptación marginal con una aplicación de 30s cuando la contracción del fenil -P fue igual o mayor a 10 %. Cuando la contracción de fenil-P fue de 5 % se previno la formación, con una aplicación por 20s, aunque una ranura fue observada con tiempos de aplicación de 10 y 30 s. En los grupos HEMA, la formación de la ranura se evitó por completo con una aplicación de fenil-P al 20% con tiempos de 10, 20 y 30 s. Sin embargo, una ranura fue observada cuando la contracción de fenil -P fue menos o igual a 10 %. La formación de la ranura fue evidente en casi la mitad de los especímenes con ambos sistemas de unión.

Medida de la resistencia tensil de unión.

La principal fuerza tensil de los 20 grupos varió de 16.3 a 20.7 Mpa. No se observaron diferencias significativas (tabla 2).

Tabla 2. Resistencia de unión tensil de un acondicionador de autograbado en dentina humana.

Acondicionador dentinario	Mpa =10		
	10s	20s	30s
5:35 PPGM	16.9 + ₋ 2.7	17.7 + ₋ 2.3	18.9 + ₋ 3.7
10:35 PPGM	18.9 + ₋ 5.7	18.5 + ₋ 4.4	18.4 + ₋ 3.4
20:35 PPGM	17.7 + ₋ 4.2	17.6 + ₋ 5.5	17.5 + ₋ 6.1
5:35 PPHEMA	18.2 + ₋ 3.6	18.8 + ₋ 4.7	20.7 + ₋ 5.1
10:35 PPHEMA	17.4 + ₋ 4.4	18.6 + ₋ 4.8	18.4 + ₋ 4.8
20:35 PPHEMA	17.9 + ₋ 5.2	19.5 + ₋ 4.7	17.1 + ₋ 5.2
KB-100			16.6 + ₋ 3.8
Scotchbond			
Multipurpose	16.3 + ₋ 5.6 (15s)		

Medida de la dureza Micro Vickers.

La dureza residual Micro Vickers después del acondicionamiento varió de 93.2 % a 61.3 % como se comparó con la dureza de la dentina antes del tratamiento (tabla 3). La reducción en la dureza en proporción al tiempo de aplicación tiende a ser más

grande en los grupos HEMA que en los grupos GM. Por un análisis Kruskal-Wallis, solamente un grupo (fenil-P diluido al 10 % en HEMA aplicado por 30 s) fué significativamente diferente de los otros 19 grupos.

Sin embargo, la reducción en la dureza de la dentina debido al acondicionador no se relaciono significativamente con la contracción en su amplitud o la resistencia tensil de unión.

Tabla 3. Resultados de la dureza de la dentina en el Micro Vickers después de su tratamiento con acondicionadores de dentina de autograbado.

Acondicionador dentinario	Tiempo de aplicación		
	10s	20s	30s
5:35 PPGM	90.8 +_ 3.9	90.5 +_ 5.1	87.2 +_ 9.0
10:35 PPGM	88.8 +_ 6.2	86.6 +_ 8.4	86.5 +_ 12.5
20:35 PPGM	86.5 +_ 6.9	85.2 +_ 10.3	85.9 +_ 12.0
5:35 PPIHEMA	93.2 +_ 5.5	88.6 +_ 12.0	82.4 +_ 7.1
10:35 PPIHEMA	90.3 +_ 5.8	78.6 +_ 14.2	61.8 +_ 11.6
20:35 PPIHEMA	85.5 +_ 10.2	84.8 +_ 5.0	70.8 +_ 13.1
KB-100			75.4 +_ 6.7
Scotchbond Multipurpose	82.7 +_ 10.1 (15s)		

%, N=5

Observación con el microscopio electrónico.

En los grupos GM, el lodo dentinario no se removió completamente cuando los acondicionadores fueron aplicados por 10 s a las concentraciones fenil-P del 5 al 20

% . En los grupos de aplicación por 30 s, el lodo dentinario se retiró, y las aperturas de los túbulos dentinarios fueron expuestas pero no alargados.

En los grupos HEMA la capa de barro fué removida y la apertura de los tubulos dentinarios fueron expuestos y alargados en la capa superficial aproximadamente de 5 µm de profundidad, cuando la profundidad en la concentración de fenil-P fue de 20 % en los tiempos de aplicación de 10 a 30 s. En los grupos fenil-P de 10 % la capa de lodo dentinario se removió completamente y no se observó el alargamiento de los túbulos dentinarios. En los grupos fenil-P al 5 %, el lodo dentinario no se removió completamente incluso con un tiempo de aplicación de 30 seg.

DISCUSION

La aplicación de un acondicionador dentinario requiere obtener una justa adaptación de los materiales de resina al margen de la cavidad dentinaria . Además es ampliamente reconocido que el lodo dentinario debe ser removido con un ácido o un monómero ácido previo al acondicionamiento, debido a que los desechos en la dentina pueden interferir con la unión. Varios ácidos como el ácido fosfórico, ácido cítrico conteniendo cloruro férrico, ácido pirúvico conteniendo glicina, ácido cítrico conteniendo cloruro calcico y ácido nítrico conteniendo oxalato aluminico, han sido recomendados como limpiadores dentinarios. Sin embargo, hemos demostrado que el grabado previo de la dentina con un ácido fuerte deteriora la eficacia del sistema adhesivo de unión, a causa de que la amplitud de la ranura por la contracción de una resina fotocurable incrementa en proporción a la reducción en la dureza de la dentina después del acondicionamiento. Además sugerimos que un limpiador dentinario debe remover el lodo dentinario, pero no debe ablandar la dentina que esta por debajo de

este. Sugerimos que los materiales de resina no se unen efectivamente a la dentina descalcificada o reblandecida. Examinamos la eficacia de los acondicionadores dentinarios de autograbado compuestos de HEMA y dicarboxilatos y observamos una positiva correlación entre la eficacia del autograbado y los acondicionadores dentinarios y la dureza dentinaria residual después del acondicionamiento. En el presente estudio, la correlación entre la ratura de contracción y la dureza de la dentina residual fué insignificante. Sin embargo la dureza de la dentina residual no fué menos de 60 % de aquellos acondicionadores anteriores. Esta dureza residual relativamente alta, a pesar del bajo pH, se cree que es debido a la alta viscosidad de los acondicionadores, lo cual inhibió la difusión del monómero dentro de la dentina, especialmente para GM conteniendo fenil-P. Además, en los grupos libres de ranuras, el acondicionamiento disminuyó la dureza de la dentina por solo un 15.2 % excepto para el fenil-P al 20 % diluido en una solución HEMA aplicada por 30 seg que dió como resultado un 70.8 %. Esta baja reducción de la dureza de la dentina fué comparable con aquella producida por EDTA neutralizada al 0.5 mol/l, la cual fué determinada en nuestro reporte previo como el limpiador dentinario más deseable.

Lo que se espera de un acondicionador dentinario de autograbado es simplificar los procedimientos restauradores con resina compuesta, combinando el acondicionamiento de la dentina y la unión. Aunque el detallado mecanismo funcional de los acondicionadores dentinarios no ha sido explicado, la solución HEMA se ha sugerido para promover la difusión del monómero dentro de la dentina. Además la solución HEMA pte de prevenir la contracción del colageno por el grabado ácido, aunque resulte en la formación de una capa híbrida con componentes de la estructura dentinaria y componentes de la resina. El fenil-P fué inicialmente reportado en 1986 como un monómero funcional en un agente adhesivo dentinario. En 1985, determinamos que la eficacia de un agente de unión que contiene fenil-P o dihidrógeno metacriloxidecil fosfato (MDP) puede ser más desarrollado usando GLUMA la cual era una mezcla acuosa de HEMA y glutaraldehído como un acondicionador dentinario. Watanabe reportó que la eficacia de unión de un agente

de unión fotocurable compuesto de trietileneglicol dimetacrilato N-fenil glicine y canforoquinona puede ser mejorado por la adición de fenil-P a una concentración mayor de 5 %. Watanabe también reportó que el pretratamiento de la dentina con una mezcla acuosa de 30 % de HEMA y fenil-P mejoró significativamente la fuerza de unión del agente dentinario arriba expuesto aunque se creía que era afectado por el acondicionamiento con ácido fosfórico, dihidrogeno metacriloxidecil fosfato o dihidrógeno metacriloxidecil fosfato diluido en una solución HEMA. Ellos especularon que este efecto fue causado por el fenil-P con una difusión promovida del monómero a través de la capa de lodo dentinario lo cual resultó en la formación de una capa híbrida en la dentina superficial. Fujitani reportó la efectividad del sistema KB-100 en la unión dentinaria la cual involucro el pretratamiento de la superficie dentinaria, con una mezcla acuosa de HEMA, fenil-P, metacriloil 5-amino ácido salicílico NMSA e iniciador de la polimerización. Tagami reportó previamente que un acondicionador dentinario compuesto de NMSA diluido en una acetona era efectiva no solo en promover la fuerza de unión entre la resina y la dentina, sino también en reducir la sensibilidad de la dentina. Después de su reporte el NMSA fue diluido en etanol y agua y membretada, aunque exclamamos que NMSA era efectivo como un acondicionador dentinario solo cuando es diluido en una solución HEMA.

En este estudio, se prepararon acondicionadores de dentina experimentales. El sistema de dos líquidos KB-100 no es completamente efectivo a causa de la formación de ranura en casi la mitad de los especímenes, mientras que la formación de ranuras se evitó por completo en los seis grupos experimentales en los cuales - fenil-P es diluido en 35 % de solución HEMA o solución GM. Esto sugiere que el acondicionador KB-100 debe ser simplificado para contener un solo líquido. En nuestros estudios previos determinamos que el ácido ftálico o sus monómeros esterificados con HEMA fueron extremadamente efectivos como acondicionadores dentinarios, aunque la formación de la ranura no puede evitarse completamente. Como se demostró en este estudio una mezcla acuosa de HEMA o GM y fenil-P previene completamente la formación de las ranuras por contracción, lo cual indica

que fenil-P es un ácido más efectivo para producir un acondicionado libre de la formación de ranuras. Encontramos que la eficacia de unión de GM y fenil-P dependen de la aplicación de tiempo, mientras que la eficacia de HEMA y fenil-P dependen de la concentración de fenil-P. Reportamos previamente que las soluciones acuosas de HEMA deben manejarse cuidadosamente por que puede causar dermatitis de contacto. Los resultados presentes sugieren en situaciones clínicas los acondicionadores experimentales mencionados pueden ser aplicados a la cavidad dentinaria después de un ácido fosfórico de alta viscosidad en el margen de la cavidad.

CAPITULO

II

**Adhesivo unido a dentina tratada con un acondicionador de
autograhado con fenil-P**

ADHESIVO UNIDO A DENTINA TRATADA CON UN ACONDICIONADOR DE AUTOGRABADO CON FENIL-P

INTRODUCCION

Los recientes reportes de Eick y Van Meerbeek demostraron que el sistema de adhesión de la dentina puede ser categorizada por como se comporta la capa adherible.

Algunos sistemas producen solo una mínima alteración en la superficie adherible, otras la pierden parcialmente o se mueve la capa de unión, mientras otras se pierden completamente.

Desde que las capas de unión son creadas sobre la superficie de todos los tejidos mineralizados, representan la superficie entre los materiales restaurativos y el diente. El sistema de unión fué colocado directamente sobre la superficie de adhesión. El microscópio electrónico de transmisión revela que el sistema penetra solo 0.2-0.3 mm dentro de la superficie. Desde que la capa de adhesión esta por debajo 1 mm, esto significa que muchos agentes de la capa adherible son aplicados en la capa superior. Mientras la superficie aparece relativamente solida, aparecen poros que permiten que el agua y soluciones atraviesen por la capa adhesiva, aunque más lentamente que en la dentina. La penetración de agua es mínima. Esto fué debido a que la mayoría de las resinas adhesivas fueron relativamente hidrofóbicas y no pudieron penetrar las porosidades de la capa de unión. La resina adherible dió una fuerza de unión de 5-7 MPa a la capa de dentina que la cubre. Esta comprensión parece poner un límite intrínseco fundandose en las uniones que podrian ser hechas para manchar las capas y acelerar el desarrollo de los sistemas de unión que parcialmente o completamente

Los recientes reportes de Eick y Van Meerbeek demostraron que el sistema de adhesión de la dentina puede ser categorizada por como se comporta la capa adherible.

Algunos sistemas producen solo una mínima alteración en la superficie adherible, otras la pierden parcialmente o se mueve la capa de unión, mientras otras se pierden completamente.

Desde que las capas de unión son creadas sobre la superficie de todos los tejidos mineralizados, representan la superficie entre los materiales restaurativos y el diente. El sistema de unión fué colocado directamente sobre la superficie de adhesión. El microscópio electrónico de transmisión revela que el sistema penetra solo 0.2-0.3 mm dentro de la superficie. Desde que la capa de adhesión esta por debajo 1 mm, esto significa que muchos agentes de la capa adherible son aplicados en la capa superior. Mientras la superficie aparece relativamente solida, aparecen poros que permiten que el agua y soluciones atraviesen por la capa adhesiva, aunque más lentamente que en la dentina. La penetración de agua es minima. Esto fué debido a que la mayoría de las resinas adhesivas fueron relativamente hidrofóbicas y no pudieron penetrar las porosidades de la capa de unión. La resina adherible dió una fuerza de unión de 5-7 MPa a la capa de dentina que la cubre. Esta comprensión parece poner un límite intrínseco fundandose en las uniones que podrían ser hechas para manchar las capas y acelerar el desarrollo de los sistemas de unión que parcialmente o completamente quitan las capas de lodo dentinario para prevenir esta limitación. Sin embargo, el quitar estas capas incrementan la permeabilidad de la dentina a través de los túbulos dentinarios y el potencial para la irritación pulpar, si la unión es imperfecta y permite microdispersiones alrededor del compuesto de resina. La completa eliminación del lodo dentinario y la eliminación de 3-7 mm de la dentina matriz, permite la creación de una capa híbrida de resina de colágeno infiltrado (Nakabayashi en 1982; Van Meerbeek en 1992) por la utilización de difusión de monómeros.

Recientemente varias industrias han desarrollado sistemas de unión de dentina, diseñados para utilizarse sobre el lodo dentinario (Prisma Universal Bond 3, Caulk Dentsply, Milford, DE; XR-Bond, Kerr, Ronulus, MI; Imperva Bond). Todos ellos utilizan mezclas de resinas adhesivas acidas con solventes hidrofílicos, tales como hidroxietil-2, metacrílicos (HEMA). Estos sistemas producen enlaces fuertes más altos que aquellos sistemas previos diseñados para la utilización en el lodo dentinario, presumiblemente para disolver parcialmente la fase mineral de las partículas de este, mientras que al mismo tiempo, como la infiltración de porosidades del lodo dentinario con HEMA. La utilización de HEMA para infiltrar la superficie de este lodo es para facilitar penetraciones subsecuentes de resinas adhesivas que pueden copolimerizar con el HEMA.

Sin embargo la penetración actual de subsecuentes aplicaciones de resina adhesiva en dentina descalcificada es problema de coherencia. Estos sistemas preservan los túbulos dentinarios, ya que la acidez de los acondicionadores no puede penetrar más allá del lodo dentinario en el tiempo permitido y en las concentraciones utilizadas. Estos parecen unirse cerca de la base del lodo dentinario, la cual aparentemente tiene más alta cohesión que la porción superior del lodo dentinario. Estos agentes generalmente proporcionan intensas uniones al rededor de 8-11 MPa.

Esta aproximación a las uniones parecen prometedoras y pueden ser provistas por incrementos en la concentración del componente acidificante más allá de lo usual, y pueden ser de 5-6 % para concentraciones más altas. Esto puede incrementar la tasa de difusión de monómero y la extensión de la desmineralización de las porosidades dentro del lodo dentinario pero incluso también de la matriz. Esto podría dar la oportunidad para crear "dentina híbrida" constituida de resina y la infiltración de lodo dentinario, la cual se extiende en la dentina, con esto se une el lodo dentinario con la matriz de la dentina.

El propósito de este estudio fué demostrar por medio del microscópio electrónico la introducción de un sistema de resina que penetra a través del todo dentinario en la dentina para formar una capa híbrida que incluye a ambos, el todo dentinario y la dentina.

Tabla 1 Grupos experimentales.

Grupo 1 Prueba de unión sobre capas de todo dentinario			
Subgrupo	Fenil-P	HEMA	No. de especímenes
A	0	30	5
B	5	30	5
C	10	30	5
D	20	30	5
E	30	30	5
F	40	30	5

MATERIALES Y METODOS

Grupos experimentales.

El grupo uno de especímenes se utilizaron exclusivamente para fuerzas de unión flexibles. Estos fueron en dientes extraídos de bovino por medio del desgaste del esmalte, utilizando una lija de grano # 180 bajo irrigación de agua hasta que la dentina fué expuesta. seguida de desgastes adicionales con lija de grano # 400 y luego

de grano # 600, constantemente por 10 s con cada lija para formar una espuma en la superficie de la dentina. Hubo 30 especímenes en este grupo para permitir la asignación casual de 5 especímenes de cada uno de los 6 subgrupos (Tabla 1).

El grupo de especímenes 2 fué utilizado exclusivamente para la observación en el microscopio. Este grupo fué dividido en 2 subgrupos, el subgrupo A estuvo constituido con especímenes de dentina dañada. El subgrupo B tenían la superficie de la dentina cubierta de una capa ligera y otros con una capa compacta de lodo dentinario. Para crear la superficie de dentina fractura se preparó una ranura axialmente a través del esmalte y del diente.

Uniones de varillas de PMMA para dentina bovina

Una cinta de doble cara conteniendo un agujero con un diametro de 5.4 mm fué colocada en la superficie de la dentina preparada, el sistema de unión experimental utilizado en este estudio requirió del 0.5 % de canlaroquinona , 0.5 % de N-fenil-glicina, 2-metacriloxietil hidrógeno fenil fosfato, 94 % de dimetacrilato trietil glicol. Las soluciones del pretratamiento experimental fueron compuestas de 0, 5, 10, 20, 30 y 40 % de fenil P en 30 % de HEMA. Todos los tiempos del pretratamiento fueron de un minuto. 10 microlitros de una de las soluciones del pretratamiento fueron colocadas sobre las dentinas por un minuto. El exceso de la solución fué entonces enjuagada, después los experimentos preliminares revelaron que bajó la intensidad de la unión. El pretratamiento, fué entonces seguido al aplicar el agente de unión de la dentina la cual se dejó por un minuto previo a ser curado por 60 s. Ambos grupos recibieron los mismos tratamientos de adhesión. Finalmente una varilla de 6mm fué perpendicularmente unida a la resina adhesiva sobre la superficie del espécimen.

Observaciones con el microscópio electrónico

Esta observación fué realizada en muestras separadas no sujetas a fuerzas flexibles. Desde que los agentes de unión habían sido infiltrados a los especímenes, estos no fueron aplicados en resinas apóxicas para un soporte. Los pequeños bloques de 1x1 mm fueron cortados de la superficie de los especímenes por medio de una fresa de diamante. Las secciones delgadas y ultradelgadas fueron preparadas para el uso de un ultramicrotomo.

Las secciones ultradelgadas de 90-120 nm fueron teñidas por 10 min. y examinadas en un microscópio electrónico. El teñido fué de una mezcla del 2 % de acetato de uranil y de 1:1 de agua y metanol (mezcla A) combinando con un 10 % de solución acuosa y ácido cilicotungstínico (mezcla B). La mezcla A y B fueron combinadas en proporciones de 1:1 para crear la solución de colágeno. Esta solución también desmineralizó las secciones ultradelgadas, las cuales permitieron mejores resultados de la subestructura de la dentina para examinación de secciones mineralizadas.

RESULTADOS

Grupo I-Fuerzas de unión flexibles.

Las fuerzas de unión flexibles de la dentina bovina pretratadas con las diferentes mezclas de fenil-P y concentraciones de HEMA, las dentinas bovinas se muestran en la tabla 2.

El agente de unión en ausencia de fenil-P contuvo 30 % de HEMA y 70 % de agua. Este pretratamiento de control fué seguido sin enjuagar, aplicando el agente de unión

fotocurable. El tratamiento de control resultó en una fuerza de unión flexible de 4.7 ± 1.9 MPa. La cual permaneció similar como la concentración de fenil-P incrementada de 0 a 10 %. Cuando la concentración de fenil-P en la solución de pretratamiento alcanzó el 20 %, existió una significativa diferencia ($p < 0.05$) que incrementó la fuerza de unión flexible a 10.4 ± 1.8 MPa. Los incrementos adicionales en la concentración de fenil-P no modificaron aun más la fuerza de unión.

Grupo 2 Observaciones en el microscópio electrónico

En el microscópio se observó la dentina de los especímenes fracturada, lo cual revela la ausencia del lodo dentinario en la superficie y en la naturaleza fibrosa de la matriz dentinaria. El espécimen ha sido pretratado con una mezcla de 20 % de fenil-P en 30 % de HEMA por un minuto, previo a la aplicación de una resina de unión. Esta resina penetra aproximadamente 4-5 μm en la dentina fracturada.

Cuando se ve una imagen ampliada se pudo observar que muchas de las fibrillas de colágeno eran aproximadamente de 0.1 μm de diámetro. Esto que se hizo no mostraron bandas cruzadas y también fueron cubiertos por resina o no fueron propiamente seccionados para revelar la periodicidad del colágeno. Esto es, por que las fibrillas fueron de 0.1 μm de grueso pero algunas secciones eran de 0.2 μm de grueso. Algunas fibrillas fueron vistas en todo su espesor, circundadas en ambos lados por una zona translúcida de 25 a 30 μm de ancho. Esta zona fue utilizada para determinar la profundidad de la penetración de fenil-P, ya que esta nunca se observó en los especímenes de control pretratados con HEMA en la ausencia de fenil-P. La penetración de la resina fue estimada por dos criterios, la presencia de perfiles radiolucidos, al rededor de las fibrillas de colágeno y la presencia de zonas oscuras con distintos límites. Algunas veces ambos criterios fueron evidentes en la misma sección. La identificación de zonas claras alrededor de las fibrillas de colágeno requirieron una ampliación moderadamente alta.

Cuando la dentina fue desgastada con una lija de grano No. 180, se formó una capa de lodo dentinario de 100 μm en su estructura fibrosa la cual fue distribuida al azar. Cuando se observó por el microscópio electrónico la superficie fue muy diferente a la de la dentina fracturada. La interfase entre la capa de lodo dentinario y la dentina que se encuentra por debajo del lodo dentinario, se observa con una alta luminosidad debido a las fibrillas de colágeno cortadas en secciones cruzadas en este espécimen, esto no es claro si cualquiera de las fibrillas de colágeno en la capa de 1 μm permanecen físicamente conectados a la matriz de la dentina subyacente, o ya sea que estas permanezcan separadas de toda asociación

intima. Los espacios largos fueron evidentes entre las partículas de la capa de lodo dentinario. Cuando más especímenes fueron pretratados con el 20 % de fenil-P en 30 % de HEMA, algunos de estos espacios radiolucidos vistos al rededor de las fibrillas de colágeno de la matriz dentinasubyacente. El agente de unión de resina penetro através de este 1 μm y en la dentina aproximadamente 2 μm .

Una capa de lodo dentinario fué creada con una lija de grano # 600 la cual no recibió pretratamiento, pero fué unida con los mismos agentes de unión, como los especímenes fracturados. Las zona de la superficie oscura representa la capa la cual fué parcialmente infiltrada con resina el espesor de esta capa fué aproximadamente 0.3-0.5 μm . Ninguna fibrilla individual de colágeno puede ser discernida y no hay canales radiolucidos o auriolas alrededor de las fibrillas de colágeno. Este está en fuerte contraste a la apariencia del TEM de las capas de los especímenes cubiertos y hechos con una lija de grano #180 o 600 pero tratados con el 20 % de fenil-P y 30 % de HEMA.

Cuando la dentina cubierta con una capa de lodo dentinario fué tratada con varias concentraciones de fenil-P y 30 % de HEMA en agua por un minuto fué notado un pequeño cambio en la intensidad de la unión flexible hasta que la concentración fué del 20 % o más (tabla 2) a estas altas concentraciones se observó que la resina desmineralizó completamente la cubierta de la capa y así penetró a través de una capa más densa de cerca de 0.5 μm de grosor, dentro de la desmineralización de la matriz dentinaria; otra de 1 μm aunque en la micrografía es difícil de determinar donde termina la capa de lodo dentinario y el comienzo de la matriz de dentina subyacente. Hubo una pérdida de la organización de la estructura en el material de la parte superior del lodo dentinario. Algunas fibrillas de colágeno fueron vistas en una sección cruzada y unas fueron cortadas longitudinalmente, hubo una aureola de unos 25 μm y una zona radiolucida de 100 nm. de diametro de fibras colágenas. El límite de penetración de la resina puede ser visto en la interfase de la porción oscura y húcida de la micrografía.

DISCUSION

Los resultados de este trabajo proveen importante información tanto en la estructura de la capa de lodo dentinario y de la interacción de los primeros acondicionadores, con la capa de lodo dentinario y la dentinasubyaente. La dentina dañada estuvo obviamente desprovista de una capa de lodo dentinario. Bajo esta condición, los acondicionadores de fenil-P en HEMA permitieron más profundidad en la dentina que la que fué encontrada con la dentina cubierta por la capa de lodo dentinario. La comparación de las superficies que fueron desgastadasa con una lija de grano del # 180 contra las desgastadas con lija de grano del # 600 muestran que los deshechos de la capa fueron bruñidos en una capa más compacta cuando se utilizó un lija de grano más fino. Aparentemente las capas de lodo dentinario impidieron la penetración de la resina en los túbulos dentinarios, del mismo modo restringieron la permeabilidad del solvente en la entrada al túbulo dentinal. La interacción del 20 % de fenil-P en 30 % de HEMA en la dentina fracturada con la matriz de dentina mineralizada, provocó la desmineralización de la dentina y ayudó a crear canales al rededor de las fibrillas de colágeno. Estos canales crean una red de trabajo reticular y tridimensional para la infiltración de la resina. Presumiblemente, estos canales de aproximadamente 25 nm fueron previamente ocupados por mineral de apatita, el cual fue disuelto por el fenil-P; canales similares, fueron recientemente reportados por Van Meerbeek, en otro estudio de microcópico electrónico sobre la unión de la dentina, utilizando el 10 % de ácidos cítricos como un acondicionador.

Como el fenil-P estuvo en el 30 % de HEMA, esos canales fueron simultaneamente impregnados con el HEMA y la solución acuosa, la cual pudo haber prevenido la precipitación del mineral.

Aun cuando no hubo penetración de otros agentes de unión en estos canales, la presencia de fenil-P y de HEMA al rededor de las fibras de colágeno podrian

permitir a ello copolimerizar con el agente de unión de la superficie. Además representa una capa simple híbrida en la superficie de la matriz de la dentina fracturada en ausencia de lodo dentinario.

Cuando una de estas capas es creada por el uso de una lija del #180 la estructura resultante es muy uniforme, esta observación con microscópio electrónico que muestra un incremento de permeabilidad en la dentina intertubular, confirman los resultados de Pashley y colaboradores (1989), quienes utilizaron cambios en la conducción hidráulica de la dentina para evaluar los efectos del número de grano de la lija, en la permeabilidad de la capa de lodo dentinario. Ellos encontraron que las lijas gruesas (# 120) dejan que la dentina se cubra con una capa delgada que reduce su permeabilidad a 63 %, mientras que la lija delgada (# 600) reduce la permeabilidad a un 93 %. No es de sorprenderse el ver que la resina penetra más profundamente en la dentina en estos casos, puesto que una capa aparece para formar una barrera muy pobre para la permeabilidad de la dentina.

El ácido fenil-P en HEMA aparentemente penetra a través de la capa de lodo dentinario y crea canales de difusión al rededor de las fibras de colágeno de la matriz de dentina subyacente por la desmineralización de los cristales de apatita.

Cuando las capas de lodo dentinario obtenidas con lija del # 600, fueron tratadas con concentraciones relativamente altas de fenil-P en HEMA, los monómeros aparecieron para disolver los cristales interfibrilares, creando canales a través de las capas de lodo dentinario en la dentina subyacente. Estos canales de alrededor de 25 nm. de ancho, son independientes de los monómeros que fueron difundidos a través de las capas o bien dentro de la matriz de la dentina, el hecho de que la resina penetró más en la dentina fracturada que en la dentina cubierta con la capa de lodo dentinario, sugiere que las capas compactas pueden tener menos propiedades de permeabilidad que la matriz de la dentina normal, estas pueden simplemente restringir la permeabilidad de la resina. Por otro lado es muy difícil determinar la interfase entre capas de lodo dentinario y dentina por medio del microscópio electrónico. Esto parece indicar que el ácido fenil-P alcanzó en estas

regiones una concentración que fué lo suficientemente alta como para desmineralizar la dentina, el tratamiento de las capas de lodo con fenil-P en HEMA, crearon canales de difusión a través de las capas que estaban continuas a los canales de la matriz de la dentina subyacente. Por medio de la disolución de fenil-P en HEMA, estos canales fueron impregnados con una mezcla de monómeros los cuales previnieron la desmineralización de la superficie de la dentina.

Solamente investigaciones adicionales determinarán si tales tratamientos facilitan la penetración de agentes de unión en la dentina. Dado que el fenil-P es un monómero adhesivo capaz de copolimerizar con HEMA, es comprobable que estas resinas unan las capas y que cualquier resina continúa a la dentina subyacente. Presumiblemente los sistemas de unión de dentina que utilizan agentes acidificantes más fuertes que el fenil-P producen una desmineralización más completa y profunda de la capa de lodo dentinario y de la dentina subyacente y más potencial será el colapso de tal dentina desmineralizada.

Cuando las capas de lodo infiltradas de resina fueron examinadas en los túbulos dentinarios abiertos, la presencia de lodo dentinario dentro de los túbulos, indicando que el proceso de la desmineralización no removió completamente las capas del lodo dentinario, esto tendería a mantener la permeabilidad de la dentina relativamente baja.

La profundidad de la desmineralización depende de la concentración del componente acidificante del acondicionador, la viscosidad y características de humedad, del coeficiente de difusión del agente acidificante, su pH y pK; de la aplicación de tiempo y de la espesor y la densidad de la capa de lodo dentinario. Actualmente se venden agentes de unión dentinario, designados a ser usados sobre capas de lodo dentinario, generalmente incluye un elemento ácido en HEMA o acetona.

En el presente estudio el acondicionador acidificante fué fenil-P, y un monómero adhesivo en un acondicionador (HEMA). Los resultados muestran que es posible bajo condiciones favorables infiltrar resinas adhesivas acidificantes, siempre que sean las apropiadas, a través de las capas de lodo en la matriz de la dentina subyacente; esto crea una capa híbrida especial, la cual contiene una capa de lodo dentinario arriba y una más baja, en la zona de dentina desmineralizada de infiltración de resina.

Este reporte describe la capa híbrida que incluye específicamente la capa de lodo dentinario. Algunos sistemas de unión de dentina que desmineralizan la superficie de la dentina, también incluyen una capa de lodo reconocible en la capa híbrida, sin embargo, usualmente esta capa ha sido desmineralizada, desnaturalizada y postrada de tal manera, que es común que sea irreconosible microscópicamente.

La infiltración de resina en capas de lodo dentinario pueden combertirlas de estructuras débiles a ácidos, a estructuras resistentes al ácido. Pruebas adicionales deberían realizarse, con el objetivo de evaluar el tiempo de uso de tales uniones, así como sus microsaldas.

Siempre que los agentes acidificantes son utilizados para remover las capas de lodo y desmineralizar la superficie de la dentina, existe el riesgo de que los monómeros adhesivos no penetren en la dentina a la profundidad requerida para una correcta desmineralización. Eick (1993), utilizando la técnica STEM/EDX, demostró claramente la penetración completa de un HEMA, que utiliza como base sulfuros a la profundidad adecuada de la dentina con acondicionadores utilizados en adhesivos multiusos Scotch bond (3M, Co., St. Paul, MN) ó Amalgambond (Parkell, Farmingdale, NY).

Comparativamente la poca penetración en la dentina de un HEMA, fué vista en especímenes tratados con 2.5 % de ácido nítrico, lo cual puede dejar zonas de colágeno desmineralizado expuesto y suseptible a hidrólisis, lo cual puede debilitar la unión a través del paso del tiempo.

Esta región puede también permitir microsaldas a lo largo de la base de una capa híbrida incompleta, en el estudio no hubo unión entre la dentina desmineralizada, en cambio hubo una infiltración completa de resina, dado que la resina del fenil-P produjo ambas, esto es, la trayectoria de desmineralización y la infiltración de la resina de forma simultánea.

La utilización de un HEMA parece propiciar la permeabilización de monómeros en la dentina, tal vez para la prevención de fracaso en la dentina desmineralizada. Este método de infiltración de resina a través de la capa de lodo dentinario y en la dentina subyacente, puede prevenir las microsaldas, ya que no hay discontinuidad entre la dentina y la resina, esto es, en este proceso sencillo de sistema de acondicionador de unión, no hay interfase disfuncional entre la dentina y la resina de unión; por el contrario, hay una continuidad de la resina a través de la capa de lodo en la matriz de la dentina desmineralizada subyacente.

Las fuerzas de unión relativamente bajas obtenidas con ese sistema (10-11 MPa), pueden ser usadas para las rupturas del poli-TEGDMA hidratada, la cual tiene una fuerza flexible de 10 MPa. Sin embargo las capas de lodo dentinario parecen ser más débiles que la dentina, tal vez el uso de resinas más fuertes darían mayor adhesión.

Varias industrias tienen ácidos maleicos incorporados en sus resinas hidrofílicas como en el acondicionador acidificante Scotch bond-2, 3 M, St. Paul, Mn; Superlux Universal bond-2, DMG, Amburgo, Alemania, Sintax, Vivadent, Schaan, Liechtenstein.

Prisma Universal bond 3, utiliza el 6 % de PENTA en el 30 % de HEMA. Los sistemas antiguos destruyen más las capas de lodo dentinario si se les compara con los sistemas de unión actuales. El acondicionador de dentina experimental utilizado en el presente estudio, difiere en que el contenido de este, tiene mucho más agentes adhesivos (20 % de fenil-P) que los sistemas convencionales.

El fenil-P no es simplemente un agente desmineralizador, también promueve la difusión de monómeros y puede grabar con irrigación a través de la capa de lodo y dentro de la matriz de la dentina subyacente.

Sin embargo, se requieren más estudios de alta resolución, que permitan entender mejor los mecanismos de unión de la dentina, la manera de obtenerlos y el conocimiento completo del potencial de unión de las capas de lodo dentinario así como su evaluación.

Tabla 2. Pretratamiento de lodo dentinario y de la fuerza de unión a la dentina.

Tratamiento Muestra	Concentración fenil-P	Concentración HEMA	Unión tensil Resistencia MPa
1	0 %	30 %	4.7 + ₋ 1.9 (5)
2	5 %	30 %	4.7 + ₋ 2.2 (5)
3	10 %	30 %	6.4 + ₋ 1.0 (5)
4	20 %	30 %	10.4 + ₋ 1.8 (4)
5	30 %	30 %	9.7 + ₋ 2.2 (5)
6	40 %	30 %	10.6 + ₋ 2.9 (5)

CAPITULO

III

Adhesión de resina a esmalte permanente joven

ADHESIÓN DE LA RESINA A UN ESMALTE PERMANENTE JOVEN.

Influencia de los tiempos de grabado y la influencia de termociclado.

INTRODUCCION

El desarrollo de los materiales adhesivos de resina ha incrementado el uso clínico de restauraciones de resina compuestas. Sin embargo, aún existen muchos factores que no están muy claros acerca del mecanismo de adhesión de la resina al esmalte. Los tiempos de grabado óptimos para el esmalte del diente permanente, varían de autor a autor. La relación entre los patrones de grabado y la adhesión de las resinas también difieren de autor a autor. Hosoya observó la múltiple profundidad de capas grabadas para 0, 10, 20, 30 y 60 segundos con un gel de ácido fosfórico al 40% y reportó que 30 segundos era un tiempo seguro y eficaz para el grabado en el esmalte primario. En el nivel mecánico de retención de resina, la estructura prismática después del grabado es efectivo, sin embargo, la relación entre los patrones de grabado ácido bien desarrollados y la adhesión de resinas permanece incierta. Hosoya y colaboradores investigaron la influencia de los tiempos de grabado en la adhesión de resina al esmalte primario y reportaron que el óptimo tiempo de grabado va

ría con el grabador y con los materiales de resina. Se ha reportado que las pruebas de termociclado influyen en la adhesión de la resina a esmalte grabado varía de acuerdo al tipo y a la cantidad de agente grabador y a la resina compuesta. En el sentido estricto de la palabra, las resinas que se adhieren al esmalte o a través de agentes químicos o agentes primarios aún no han sido desarrollados. Las más altas fuerzas de adhesión se adhieren al esmalte por la unión intermolecular o el nivel de unión secundaria, las fuerzas de unión obtenidas por la unión intermolecular o por los niveles de unión secundarios son más bajos que las fuerzas de unión obtenidas por uniones químicas, es de suponerse que la reducción de la fuerza de unión causados por el deterioro de la adherencia entre el esmalte y la resina puede ser observada durante pruebas de termociclado a largo plazo.

El grado de calcificación del esmalte permanente joven es más bajo que el esmalte permanente maduro. Beech y Nakamichi reportaron que mientras más alta es la calcificación del esmalte, más altas son las fuerzas de las resinas. Sin embargo algunos estudios previos han reportado acerca de la adhesión de la resina en el esmalte permanente joven.

El propósito de este estudio fue investigar la influencia de los tiempos de grabado ácido y la influencia de las pruebas de termociclado en la adhesión de la resina al esmalte permanente joven. Las relaciones entre los patrones grabado el esmalte y las adhesiones a la resina también se investigarán.

MATERIALES Y METODOS

Se usarán las superficies labiales de 250 incisivos permanentes de bovinos mandibulares. Los dientes extraídos y congelados se almacenarán en suero fisiológico, todas las muestras fueron divididas en cuatro grupos.

El grupo PCA de no termociclado, el grupo PCA termociclado, el grupo Silux no termociclado y el grupo Silux termociclado.

Los agentes grabadores de unión y resinas compuestas usados en este estudio fueron: Kuraray 40 % ácido fosfórico (grabador K), Foto Bond, JS shade color y Foto Clearfil A en los grupos PCA y 3 M con 37 % de ácido fosfórico en gel, Scotch Bond y U shade color Silux en los grupos Silux. Foto Bond es un agente adhesivo fotocurable y el principal componente es un monómero ester-ácido-fosfatado, 10-metacriloiloxidecil-dihidrógeno fosfato (MDP) es una resina compuesta semihíbrida fotocurable y el principal componente es el Bis-GMA resina de base con 84wt % en peso de relleno. Scotch 2Bond es un agente de unión de curado dual y el principal componente es Bis-GMA monómero ester-ácido-halofosfatado. Silux es una resina compuesta fotocurable de microrelleno y el principal componente es una base de resina Bis-GMA con relleno 80 wt % en peso.

Las superficies labiales de los incisivos permanentes bovinos mandibulares fueron abrasionados con un papel de carburo de silicón húmedo tamaño de grano 600 hasta que se obtuvo una superficie de esmalte plana. Esas superficies de esmalte fueron grabadas con tiempos de 0, 10, 20, 30 y 60 segundos, el número de las muestras las cuales fueron probadas respectivamente a los 5 tiempos de grabado de los 4 grupos fueron: 15 muestras para los grupos de no termociclado y 10 muestras para los grupos de termociclado. Todas las muestras fueron lavadas con chorro de agua por 30 segundos después del grabado y luego secados con aire, cinta auto adhesiva fue

usada en el esmalte para simular una área circular de 5 ml de diámetro, un agente de unión fue aplicado en la superficie expuesta, y cuidadosamente esparcido con aire por un segundo luego irradiados por 10 segundos con activación de luz visible.

Un aro abrasivo con un diámetro interno de 6 ml y una altura de 2 ml fue colocado en la superficie de prueba. El aro fue rellenado con la resina compuesta e irradiado por 40 segundos. Las muestras fueron dejadas en el aire por 30 minutos luego sumergidas en agua y almacenadas a 37°C por 24 horas. En los grupos de termociclado, las pruebas de termociclado consistieron en baños de agua con 10,000 ciclos de temperatura entre 60°C y 4°C luego, todas las muestras fueron embebidas en un aro de metal con una resina autocurable. La fuerza de unión fue probada con un autógrafa DCS-500 y una velocidad cruzada de 0.5 mm/min en la misma manera del estudio previo las fuerzas de unión fueron analizadas usando la prueba Student t.

Después de las pruebas de fuerza de unión las pruebas de las superficies del esmalte y la resina fueron observadas en el microscopio electrónico. Las observaciones hechas con el microscopio electrónico fueron estudiadas de 25 a 20,000 magnificaciones. Las relaciones entre los patrones de grabado del esmalte y las fuerzas de unión, y entre los patrones de adhesión de la resina y entre las fuerzas de unión. Se observaron en el microscopio electrónico de acuerdo a lo que previamente se reportó, los datos fueron analizados usando la prueba Chi square.

RESULTADOS

Las fuerzas de unión en el esmalte permanente joven en los grupos PCA, y los tiempos de grabado en los cuales, la fuerza más alta de unión fue de 20 seg. en el grupo PCA no termociclado y 30 seg. en el grupo PCA termociclado, los especímenes de esmalte que se sometieron a todas las pruebas del tiempo de grabado tuvieron más altas fuerzas de unión que los especímenes que no fueron grabados en el grupo PCA de no termociclado y en el grupo PCA de termociclado ($P<0.01$) sin embargo en los grupos grabados de PCA de no termociclado no se obtuvieron diferencias en las fuerzas de unión a diferentes tiempos de grabado. En los grupos de grabado del grupo PCA de no termociclado, la fuerza de unión con 20 segundos del tiempo de grabado fue significativamente más bajo que aquellos con 10 ($P<0.05$), 30 ($P<0.01$) y 60 ($P<0.01$) segundos de los tiempos de grabado.

En la comparación de las fuerzas de unión de el grupo de no termociclado PCA y termociclado PCA con 10, 30 y 60 segundos de tiempo de grabado las fuerzas de unión de el grupo de termociclado fueron significativamente más altas que aquellos de los grupos de no termociclado ($P<0.01$).

En los grupos Silux, los tiempos de grabado que mostraron la más alta fuerza de unión de 60 segundos tanto en el grupo de no termociclado y en termociclado. Las muestras de esmalte que se sometieron a todas las pruebas de tiempo de grabado tuvieron una fuerza de unión más alta que las muestras que no fueron grabadas tanto en el grupo Silux de no termociclado y en el grupo Silux de termociclado ($P<0.01$). En el grupo Silux de termociclado, en el grupo no grabado, la resina de 2 y de 10 especímenes se desprendió de la superficie del esmalte durante la prueba de termociclado. En el grupo Silux no termociclado, en los grupos grabados, la fuerza de unión con 60 segundos de tiempo de grabado fué significativamente más alta que aquellos con 20 y 30 segundos de tiempo de grabado ($P<0.01$) en el grupo Silux de

termociclado, el más largo de los tiempos de grabado teniendo unas fuerzas mayores. En el grupo Silux de termociclado, en los grupos grabados, la fuerza de unión con 10 segundos de tiempo de grabado fué significativamente más bajo que aquellos con 20 ($P<0.05$), 30 ($P<0.01$) y 60 ($P<0.01$) segundos de grabado y la fuerza de unión de 60 (0.01) fue significativamente más alto que con 20 segundos de grabado ($P<0.01$) en la comparación de las fuerzas de unión de el grupo de no termociclado Silux y el grupo de termociclado Silux en todas las categorías de tiempos de grabado, las fuerzas de unión de el grupo térmico de termociclado fueron significativamente más bajos que aquellos del grupo de no termociclado ($P<0.01$). En todos los grupos grabados y los no grabados las fuerzas de unión del grupo PCA fueron significativamente más altos que aquellos del grupo Silux.

En los grupos PCA, en todos los grupos grabados, las frecuencias de estructuras prismáticas en el esmalte fueron significativamente más bajas en los grupos de termociclado que en los grupos no termociclado. En los grupos PCA en todos los grupos grabados, las frecuencias de las brechas de resinas fueron más bajas en los grupos de termociclado que en los de no termociclado. Sin embargo las diferencias no fueron significativas. En los grupos PCA, en todos los grupos grabados, las frecuencias de fracturas cohesivas de la resina fué más alta en los termociclados que en los no termociclados. No obstante las diferencias no fueron importantes. En los grupos PCA las correlaciones entre el grabado de esmalte y las fuerzas de unión y entre la adhesión de patrones de resina y las fuerzas de unión no se observaron. Sin embargo, existe una tendencia que las fuerzas de unión más altas fueron obtenidas en los casos donde las fracturas de las resinas cohesivas sucedieron en la totalidad de las áreas de las muestras o se concentraron en las áreas centrales de las muestras. La fuerza de unión fué 58.02 MPa y representaron el más alto valor entre los especímenes con 30 segundos de grabado.

La fuerza de unión fué de 50.02 MPa y representan el más alto valor entre los especímenes con 60 segundos de grabado. La superficie del esmalte mostró un claro

patrón de grabado y la resina cohesiva fracturada se adhirió al esmalte, se observaron grietas de gran tamaño en la superficie de la resina.

En los grupos Silux en los tiempos de 10, 30 y 60 segundos las frecuencias de las estructuras de los prismas en el esmalte fueron más altas en los grupos no termociclados que en los termociclados. Sin embargo, las diferencias no fueron importantes. En los grupos Silux las frecuencias del agente de unión o la resina compuesta adherida al esmalte fué significativamente más alta en los grupos de termociclado que en los de no termociclado. En los grupos Silux las correlaciones entre los patrones de grabado del esmalte y las fuerzas de unión y entre la resina y las fuerzas de unión no se observaron. Sin embargo existe la tendencia que las más altas fuerzas de unión se obtuvieron en los casos donde ocurrieron las fracturas cohesivas, ocurrieron en la totalidad del área o se concentraron en el área central de los especímenes. La fuerza de unión fué de 44.81 MPA y represento el más alto valor entre los especímenes con 60 segundos de grabado. La superficie de esmalte muestra un claro patrón de grabado y la resina fracturada se adhirió al esmalte, se observaron algunas grietas de tamaño corto en la superficie de la resina.

La superficie del esmalte mostró un patrón de grabado y el agente de unión pareció adherirse a la superficie del esmalte. La superficie de la resina fué rugosa y se observaron grietas de corto tamaño. En ambos grupos PCA y los grupos Silux, las relaciones entre los patrones de grabado del esmalte y la fuerza de unión, la adhesión de la resina y la relación entre los patrones de adhesión mostraron ligeras diferencias entre los grupos no termociclados y los grupos de termociclado.

DISCUSIÓN

En los grupos PCA, los tiempos de grabado los cuales mostraron que la más alta fuerza de unión fué de 20 segundos en los PCA no termocielados y 30 segundos en termocielados. En el grupo de termocielado PCA. En los grupos grabados de PCA y no termocielado. No se obtuvieron diferencias significativas entre las fuerzas de unión a diferentes tiempos de grabado. En los grupos grabados de el grupo de termocielado PCA, la fuerza de unión con 20 segundos de tiempo de grabado fue significativamente más bajo que aquellos con 10, 30 y 60 segundos de tiempos de grabado. Sin embargo no se obtuvo diferencia significativa entre 10, 30 y 60 segundos de tiempos de grabado. El tiempo de grabado que podría obtener la más alta fuerza de unión es evidente para el uso clínico. Además 30 segundos fue el tiempo óptimo de grabado usando un gel de ácido fosfórico al 4%. Foto Bond y Foto Clearfil A en el esmalte joven.

En los grupos Silux, los tiempos de grabada que mostraron las más altas fuerzas de unión fueron 60 segundos en el grupo de termocielado y en el no termocielado.

En los grupos grabados del grupo Silux de no termocielado, la fuerza de unión con 60 segundos del tiempo de grabado fué significativamente mayor que en aquellos tiempos de grabado con 20 y 30 segundos. En los grupos grabados de Silux de termocielado, la fuerza de unión con 60 segundos de grabado fué significativamente más alta que aquellos con 10 y 20 segundos de tiempo de grabado. Además, 60 segundos fué el tiempo de grabado óptimo usando el gel de ácido fosfórico al 37%. Scotch Bond y Silux.

Las diferencias en la comparación de los agentes de unión, resinas compuestas y grabadores influenciaron los tiempos de grabado óptimos y las fuerzas de unión además, las diferencias en la polimerización en el fotocurado deben ser considerados,

con respecto a los agentes grabadores, se supone que las diferencias en el grado de fluidez y la concentración influyen en la eficacia del grabado. Si la eficacia del grabador en el esmalte influencia la adhesión de la resina, el tiempo óptimo de los grabadores usados en los grupos Silux deben ser más largos que en los grupos PCA. Esto podría deberse al grado de fluidez del grabador usado en los grupos Silux que es más bajo que el grabador usado en los grupos PCA. En los grupos PCA, las fuerzas de unión se incrementaron significativamente por las fuerzas de termociclado sin embargo, en los grupos Silux las fuerzas de unión disminuyeron significativamente por las pruebas de termociclado. Ha sido reportado que la influencia de las pruebas de termociclado en la adhesión de la resina al esmalte grabado varía de acuerdo al tipo y cantidad del agente de unión y a la resina compuesta.

Kasakura reportó que en el caso de usar Clearfil la fuerza de unión aumento con las pruebas de termociclado. En los grupos PCA de este estudio, se supone que el grado de polimerización de la resina la cual contacto con el esmalte fué aún baja en los grupos de no termociclado, sin embargo, la polimerización del monómero remanente se aceleró con el tiempo y con el calor durante las pruebas de termociclado y las propiedades físicas de la resina mejoraron. Las fuerzas de unión se incrementaron en los grupos de termociclado.

En el grupo Silux de termociclado, no grabado, la resina de 2 de los 10 especímenes se cayó completamente de la superficie del esmalte durante las pruebas de termociclado. En los grupos PCA eso no se observó, en el grupo Silux de termociclado, mientras más altos fueron los tiempos de grabado, más altas fueron la fuerzas de unión, adicionando esto, en el grupo de Silux de termociclado en todas las categorías de tiempo de grabado las fuerzas de unión del grupo de termociclado fué significativamente más bajo que aquellos del grupo de no termociclado; por las razones anteriormente expuestas hace suponer que la resina Silux contribuye altamente al nivel de retención mecánico de la resina y la reducción de la fuerza de

unión causada por la deterioración de la adherencia entre el esmalte y la resina puede ocurrir durante las pruebas a largo plazo de termociclado.

Tanto en el grupo PCA y en el grupo Silux no se observaron correlaciones entre los patrones de grabado del esmalte y las fuerzas de unión y entre los patrones de adhesión de la resina y la fuerza de unión. Sin embargo, existe la tendencia que las altas fuerzas de unión que se obtuvieron en los casos donde las fracturas cohesivas ocurrieron en la totalidad del área de los especímenes o se concentraron en áreas centrales de los especímenes.

En comparación con las fuerzas de unión del grupo termociclado PCA y el grupo termociclado Silux, en todos los grupos grabados y en los grupos no grabados las fuerzas de unión del grupo PCA fué significativamente más alta que aquellos del grupo Silux, muchas investigaciones han reportado las fuerzas de unión esmalte resina. Las fuerzas de unión obtenidas en este estudio fueron más altas que esos datos previos. Las fuerzas de unión varían de acuerdo a muchos factores, los tipos de pruebas de fuerzas de unión, los métodos de sostener a los especímenes en su lugar durante las pruebas de fuerza de unión, el tipo y la cantidad de agente de unión y las resinas compuestas, los tiempos de activación de luz, el grado de calcificación del material dentario, el volumen cálcico del esmalte, el grado de contracción de la polimerización, la expansión higroscópica de la resina y las propiedades físicas de la resina como las resistencias compresivas influyen en las fuerzas de unión.

Los mismos grabadores, los agentes de unión y las resinas compuestas fueron usadas por Hosoya a través del grupo PCA y el grupo Silux en este estudio en la adhesión de la resina al esmalte primario, en la comparación de las fuerzas de adhesión en el esmalte permanente y el esmalte primario en los grupos PCA, en todos los grupos grabados, las fuerzas de adhesión en el esmalte primario fueron significativamente más altas que aquellas en el esmalte permanente, y en los grupos Silux en todos los

grupos grabados y no grabados las fuerzas adhesivas en el esmalte primario fueron significativamente más altas que en aquellas del esmalte permanente se cree generalmente que la eficacia del grabado y la adhesión de la resina en dientes primarios es más bajo que en el diente permanente. las diferencias entre los métodos y los materiales usados en este estudio y en el estudio previo son que en el esmalte decíduo no hubo diferencia en el material del diente solamente sino también el tamaño en la diferencia del relleno de la resina compuesta en el esmalte: el diámetro y la altura del espécimen fue de 6mm y 2mm en el esmalte permanente y 4mm y 2mm en el esmalte decíduo sin embargo, Nakamichi reportó que las fuerzas de adhesión tensil obtenidas con el anillo de metal de 3mm de diámetro y el anillo de metal de 5mm de diámetro mostraron los mismos valores. En este estudio previo, las diferentes medidas de resina fueron irradiadas por 40 segundos para su curado, las diferencias en las características de la polimerización del fotocurado deben ser considerados. El grado de calcificación del esmalte joven es más bajo que en el esmalte maduro. Beech y Nakamichi reportaron que las fuerzas adhesivas de las resinas se incrementaron con el grado de calcificación del esmalte y mientras más alto es el grado de calcificación del esmalte, más altas las fuerzas de unión son: comparado al esmalte permanente joven usado en este estudio, en el esmalte decíduo maduro usado en el estudio previo, el grado de calcificación del esmalte y el volumen de descalcificación del esmalte grabado puede ser alto, y las más altas fuerzas adhesivas se obtienen. El grado de calcificación del material dental influencia grandemente la adhesión de la resina.

CONCLUSIONES

1.- Los tiempos de grabado que mostraron las más altas fuerzas de unión fueron 60 segundos tanto en el grupo Silux no termociclado (45.21 ± 8.49 MPA) y 20 segundos en el grupo PCA no termociclado (35.25 ± 6.60 MPA) y 30 segundos en el grupo PCA termociclado (45.2 ± 8.49 MPA)

2.- En los grupos PCA, las fuerzas de unión se incrementaron significativamente por las pruebas de termociclado, sin embargo, en los grupos Silux, las fuerzas de unión disminuyeron significativamente por las pruebas de termociclado.

CAPITULO

IV

Aspectos morfológicos de la zona de interdifusión resina dentina con cinco diferentes sistemas adhesivos dentarios probados en vivo

ASPECTOS MORFOLOGICOS DE LA ZONA DE INTERDIFUSION RESINA DENTINA CON CINCO DIFERENTES SISTEMAS ADHESIVOS DENTARIOS PRBADOS EN VIVO.

INTRODUCCION

Una nueva generación de sistemas de adhesivos a esmalte y dentina proporcionan la remoción del lodo dentinario de la dentina y el grabado, durante el mismo paso está disponible el esmalte; al mismo tiempo han sido introducidos. Esos sistemas adhesivos inducen cambios estructurales en la morfología de la superficie dentinaria, creando una interfase retentiva, llamada la capa híbrida o la zona de interdifusión, entre las profundas e intactas capas de dentina y el material de relleno.

La zona de interdifusión resina-dentina se forma en las microestructuras, en la dentina peritubular y puede ser detectada bajo un microscópio electrónico observando la reproducción de las superficies dentinarias después de la desmineralización de la muestra en ácido hidrociorhídrico u observando la interfase de unión entre la dentina y la resina adhesiva después de desmineralizar y desproteinizar el sitio de fractura dentinaria. Esta zona de interdifusión resina-dentina ha sido demostrada invitro e in vivo, recientemente Soderholm correlaciono los estudios in vitro e in vivo de los materiales restauradores adhesivos y reveló la inconsistencia de las pruebas in vitro e in vivo. Este estudio investigo la zona de interdifusión resina-dentina y la capa híbrida formada entre la resina y la superficie dentinaria con el método introducido por Kubo y Suhl para las pruebas in vivo.

MATERIALES Y METODOS

Catorce pacientes voluntarios, cada uno con uno o más dientes severamente afectados periodontalmente que fueron seleccionados para ser extraídos, accedieron ha llevar a cabo el estudio, fueron seleccionados veinte dientes para la prueba de vitalidad de esos dientes se realizaron pruebas de vitalidad térmicas y eléctricas antes de que iniciara el estudio. Una superficie plana de 8 a 9 mm² aproximadamente se preparó en la dentina removiendo el esmalte vestibular con una fresa de diamante y se colocó un dique de hule.

Cuatro muestras fueron seleccionadas al azar para probar cada uno de los cinco materiales adhesivos, después de la aplicación del respectivo acondicionador y de acuerdo a las instrucciones del fabricante, una capa delgada de resina de unión fue curada por 20 segundos en la superficie preparada de cada diente. El diente de muestra fue extraído inmediatamente después de que la resina fue curada y el diente fue almacenado de una a dos semanas en una solución acuosa conteniendo 0.5% de cloramina.

Las muestras fueron fracturadas a lo largo del eje del diente y una sección de cada espécimen (20 secciones) fue desproteinizada y descalcificada en el punto de interfase entre la capa de resina y dentina. Las otras 20 secciones de las muestras se sometieron a una completa desmineralización en ácido hidroclohlídrico al 37% por 36 hrs. para que así las grietas de resina formadas en la interfase resina compuesta-acondicionador-dentina pudieran ser examinadas.

Esto permitió la observación de las grietas del acondicionador-resina para ver diferencias en la forma de los 5 materiales adhesivos finalmente todas las secciones

(20 desmineralizadas y 20 desproteínizadas) fueran montadas en cubos de aluminio con oro y observados bajo microscópio electrónico.

RESULTADOS

De todos los productos evaluados todos disolvieron la capa de lodo dentinario completamente, a través de los tubulos abiertos y formando una capa híbrida o zona de interdifusión. La amplitud de la capa híbrida fue de 2 a 5 μm . La observación con microscópio electrónico de las muestras descalcificadas revelaron unas grietas de resina en forma de cono invertido en muchas áreas de las restauraciones de cuatro de los materiales adhesivos evaluados (Gluma 2000, Scotch Bond Multipurpose, All-Bond 2, y Superbond liner). Las grietas de la resina se obtuvieron con Clearfil Liner Bond fueron diferentes que los otros 4 materiales, el diámetro de las grietas de resina aparentemente nulos cuando pasaron la capa híbrida, lo cual resulta en una forma típica contraída.

DISCUSION

Muchos sistemas han sido probados para la formación de una capa híbrida (zona de interdifusión resina-dentina) en experimentos in vitro, y solo algunos in vivo. Soderholm estableció que se necesitan más investigaciones in vivo para relacionar los resultados in vitro, algunos artículos han tratado de relacionar los resultados in vitro-in vivo de una nueva generación de materiales adhesivos con resultados interesantes. Recientemente Van Meerbeek representó esquemáticamente la estructura morfológica de la zona de interdifusión lo cual fue observado bajo microscopio electrónico después de un bombardeo de argón en las muestras in vitro. Ellos definieron dos diferentes modos de descalcificación la cual dependía del involucramiento de la dentina peritubular e intertubular en la formación en la capa de dentina impregnada con resina. El modo I ocurrió con la descalcificación de la dentina peritubular fue limitada a la apertura del tubulo, lo cual la hizo ligeramente más larga a su dimensión original. El modo II ocurrió cuando la dentina peritubular e intertubular fue desmineralizada y las fibras de colágena intertubular fueron expuestas cuando los productos evaluados fueron dosificados (En el modo I y II) de acuerdo a la representación esquemática de Van Meerbeek, solamente el adhesivo Clearfil Liner presentó una morfología modo I en la zona de interdifusión. Las grietas de resina se formaron en la interfase composite-dentina por acondicionador y resina rodeados por una capa híbrida la infiltración de acondicionador y resina dentro del sustrato dentinario (peritubular e intertubular) resulto en la formación de "microgrietas" con una forma de cono invertido que podría mejorar la retención micro-mecánica. Esto podría ser importante debido a la interacción química entre las resinas y la estructura dentaria, aún no ha sido demostrado claramente y el ajuste micromecánico es aceptado normalmente como el principal mecanismo de ajuste de la resina de unión a la dentina. Gluma 2000, All Bond 2, Super Bond D Liner y Scotch Bond Multipurpose mostraron grietas de resinas con una forma de cono invertido

característico. Existía una correspondencia entre las formas características de las grietas de resina reproducidas en la dentina intertubular tratada y las secciones que mostraron una estructura morfológica modo II de la zona de interdifusión. La clasificación modo I del sistema Clearfil Liner Bond previamente demostrada fue confirmada de grietas de resina que fueron más marcadas que aquellas obtenidas con los otros cuatro materiales adhesivos.

De acuerdo a Van Meerbeek puede creerse que el sistema acondicionador Clearfil Liner Bond (10% de ácido cítrico y 20% de cloruro cálcico) produce una descalcificación intertubular y la descalcificación de la dentina peritubular se limita a la apertura del túbulo, los acondicionadores de los otros cuatro sistemas adhesivos producen una desmineralización intertubular y peritubular.

Este estudio demostró una estructura morfológica similar de la zona de interdifusión para las muestras in vivo e in vitro, y confirma la presencia de la capa híbrida in vivo detectada recientemente por otros autores.

SUMARIO Y CONCLUSIONES.

1.- Todos los materiales adhesivos crearon una zona de interdifusión resina-dentina por la remoción de la capa de lodo dentinario y acondicionamiento de la dentina.

2.- Cuatro de cinco materiales adhesivos hicieron una forma de cono invertido característica en la apertura de los túbulos. Solo el sistema Clearfil Liner Bond mostró unas grietas casi nulas en la apertura de los túbulos.

3.- Esos resultados in vivo estan de acuerdo con los resultados in vitro en artículos publicados.

CAPITULO

V

**Resultados clínicos con prótesis unidas con resinas y un cemento
adhesivo**

RESULTADOS CLINICOS CON PROTESIS UNIDAS CON RESINAS Y UN CEMENTO ADHESIVO.

INTRODUCCION.

La ventaja de la Prótesis unida con resina es que sólo es necesaria una mínima preparación del diente, además el tiempo del trabajo es corto, los pacientes no sufren molestias y los procedimientos de impresión son más simples que para las Prótesis convencionales. Sin embargo, el alto grado de fallas de las Prótesis unidas con resina, comparadas con las Prótesis convencionales, es la razón primordial por la que muchos dentistas no ofrecen este servicio a sus pacientes en la práctica diaria, las restauraciones unidas por resina pueden ser una alternativa a la Prótesis parcial fija convencional con coronas completas, inlays, postes de retención y coronas tres cuartos cuando el diente está intacto o solo parcialmente dañado o restaurado. Ultimamente, las restauraciones unidas con resina también se han convertido en una alternativa a las coronas unitarias y a la dentadura parcial fija en implantes la retención de la resina es usualmente micromecánica. Numerosos reportes han mostrado una fuerza de unión con cementos de resina compuesta y las aleaciones electrolíticamente grabadas que excede la resistencia de la resina a esmalte. En los 80's las técnicas autollamadas químicas-mecánicas fueron introducidas al mercado. Las técnicas basadas en combinar las uniones químicas o mecánicas de las resinas a las aleaciones metálicas son fáciles, baratas y más rápidas que en la construcción de otras con solo retención mecánica. Además el titanio y un gran número de metales pueden ser usados; este no es el caso de las técnicas de grabado químico o electroquímico. También el área total de la superficie interna de los retenedores esta disponible para su adhesión, debe hacerse notar que la retención con las técnicas mecánicas-químicas parecen ser principalmente micromecánicas.

La retención mecánica, limpieza y activación de una superficie interna del metal se obtiene mediante la aplicación de un chorro de arena con partículas de óxido de aluminio de diferentes tamaños de grano. La superficie es revestida con una cinta

adhesiva (Sn, fosfonato ó sílica), y oxidada en varias formas, dos sistemas de resina Super-Bond C y B y Panavia Ex, los cuales tiene un componente químico activo que reacciona con la interfase diente-metal, han sido introducidos de acuerdo a los fabricantes esos dos adhesivos requieren solamente un chorro de arena de partículas de cromo-cobalto antes de la unión con otros metales de base y aleaciones de oro, la superficie también tiene que ser oxidada ó cubierta con Estaño antes de la unión Super Bond C y B, también conocido como C y B Metabond fue introducido en los 80's. Este cemento esta basado en Polimetil metacrilato (95%) sin partículas de rellena. El componente activo químico es 4-Methacriloxiethyl Trimelitato anhídrido (4-meta) (5%) El fabricante explica que la adhesión es alta en cualquier tipo de aleación así como para la estructura del diente y también explica que el acople química entre resina y metal resiste fluctuaciones en temperatura y degradación de agua.

El propósito de este estudio fue probar clínicamente las dentaduras parciales fijas hechas de una aleación de oro unidas con Super Bond C y B.

MATERIALES Y METODOS.

Las unidades en el estudio fueron colocadas en pacientes tratados en el departamento de protodoncia, Escuela de Odontología, Karolinska Huddinge. El estudio empezó en octubre de 1984 y terminó en marzo de 1985. Se seleccionaron pacientes con dientes con una movilidad normal, que perdieron uno ó dos dientes en la región anterior, pacientes de alto riesgo por ejemplo hábitos parafuncionales fueron excluidos de este estudio, una prótesis se colocó en cada uno de los 14 pacientes (ocho hombres y seis mujeres edad promedio de 39.1 años y de 22 a 70 años).

Una prótesis se excluyó del estudio ya que este paciente se cambio de domicilio y no se pudo localizar, de un total de 13 prótesis, 10 fueron prótesis de tres unidades, una fue una prótesis de cuatro unidades con dos ponticos, todos en la región maxilar anterior, y dos fueron prótesis de cinco unidades con dos ponticos en la región mandibular anterior, un dentista hizo las preparaciones (el autor) no se realizó prótesis cantiliver.

El plan de tratamiento, incluyendo una libertad oclusal, localización del contorno alto, se realizaron en los modelos de estudio.

Solo se realizaron preparaciones mínimas del esmalte, siguiendo los principios de Livaditis y Simonsen para las restauraciones de los dientes anteriores maxilares, se creó un espacio libre de 0.5 mm se colocaron nichos sobre la parte voluminosa del cíngulo. Las preparaciones también buscaron las superficies que cubre el retenedor, los márgenes incisales de los retenedores fueron extendidos menos ó igual a 2mm de los bordes incisales, ningún retenedor cubrió el borde incisal. El margen del retenedor termina a 1mm del borde marginal libre, pero extendido al borde de los incisivos laterales maxilares, para maximizar la superficie del área para la unión. En la superficie próxima al espacio edéntulo, se realizó un corte en el esmalte para disminuir la altura interproximal del contorno e incrementar el grosor del retenedor del metal. No se invadieron los contactos proximales del diente adyacente. Una aleación metal-cerámico con alto contenido de oro Estéticor-Swiss fue usado en los

esqueletos. La composición (por ciento de peso) de la aleación, de acuerdo a los datos del fabricante es 84.0 Au, 7.8 Pt, 4.9 Pd, 1.2 Ag, 0.1 Ir, 1.0 In, 0.5 Sn, 0.3 Cu, y 0.2 Re, fueron usados ponticos de porcelana.

Por el mismo laboratorio, las superficies internas de cada retenedor de la prótesis fueron desgastadas con óxido de aluminio (tamaño del grano de 50 micras) por 10 segundos, las prótesis fueron calentadas en un horno a 400°C por 10 minutos para obtener una capa oxidada en la superficie interna del esqueleto para su unión. Las unidades se refrescaron en el aire, y luego se colocaron en bolsas de plástico selladas para su protección.

Se eliminó la contaminación de la saliva con chorro de agua y el esmalte fué secado con aire, las unidades se colocaron en serie, no se uso dique de hule en esta etapa, siguiendo la evaluación se eliminaron los contaminantes con ethanol y spray de agua luego las unidades fueron secadas. Un dique de hule se colocó previo al cementado. Para exponer los margenes se realizaron gingivectomías electroquirúrgicas para tres restauraciones.

El esmalte fué pulido con una copa de hule, libre de aceite, piedra pomex libre de fluoruro, el ácido fosfórico fué aplicado al esmalte por 60 segundos, el esmalte fué enjuagado con agua por 30 segundos y luego cuidadosamente secado. El monómero fué mezclado con el catalizador siguiendo la instrucción del fabricante y el líquido activado fué aplicada al lado interno de los retenedores con un cepillo, una mezcla del líquido activado y el polvo mezclado fue aplicado a la parte interna de los retenedores. La prótesis fué colocada y si era posible se usaban torundas de algodón para remover el exceso de resina previo a la polimerización, la presión moderada fué aplicada por 5 minutos a la resina de cementado se le permitió polimerizar por otros 15 minutos antes de que se quitara el dique de hule. El exceso de resina fue removida con fresas en forma de flama finas.

Después de la unión, la oclusion y los contactos se ajustaron, todos los procedimientos fueron realizados con un spray de agua para prevenir el calor de la subestructura del metal.

Los pacientes fueron inicialmente reexaminados a intervalos de 6 meses, se les indicó que llamaran si notaban una falla, cada retenedor fue examinado por una posible falla en la unión a través de presión del dedo y un explorador. El movimiento de un retenedor indica una falta de unión, una unidad fue clasificada como falta de unión si el retenedor y el diente podrían ser visiblemente separados.

Los sitios de fracturas de las prótesis con falta de unión se clasificaron así:

- (1) Fractura en la interfase resina-esmalte.
- (2) fractura en la interfase resina-metal.
- (3) fractura cohesiva de la resina.

Ninguna de las prótesis no unidas desprendidas fue vuelta a colocar en su lugar, todas las prótesis que se despegaron fueron reconstruidas, las preparaciones se extendieron con un hoyo en la superficie aproximadamente del espacio edéntulo y se realizaron nuevos diseños usando un diferente método de adhesión.

RESULTADOS.

Las prótesis después de 3 a 75 meses en uso, la tabla 1 muestra los tiempos en que se despegaron, siete de trece prótesis se separaron después de 11 meses, el 75% fueron a los 5 meses, la media fue a los 9 meses y el resto a los 15 meses, todas las fracturas ocurrieron en la interfase resina-metal.

DISCUSION.

El número de prótesis en este estudio es pequeño, después de 5 meses, el avance del estudio fue suspendido a causa de que algunos reportes de laboratorio han indicado que Super Bond C y B se degrada por hidrólisis después de un periodo de tiempo. Después de 1 año, el estudio se terminó a causa de resultados insatisfactorios: después de menos de 1 año, siete de las trece prótesis se despegaron. Además todas estas ocurrieron en la interfase resina-metal. Si los grados de falta de unión son considerados en términos de porcentaje por un año (por ejemplo el número de prótesis despegadas divididas por tiempo de observación el grado de falta de unión después de 1 año fue de 77% por año.

Los grados de despegue de algunos otros estudios se muestran en la tabla 2. Solo Rammelsberg y Marinello han reportado grados de falta de unión tan altos como este estudio, bajos grados de despegue fueron reportados por Pfeiffer Hansson y Thompson. Dos de los estudios usaron armazones electroquímicamente grabados, y uno uso armazon y retención adicional, además de las diferencias considerables en los procedimientos técnicos y clínicos, las diferencias en las características del estudio y la presentación de los resultados complican una comparación directa entre los estudios, sin embargo, cualquiera que sean las indicaciones y los métodos los resultados son muy insatisfactorios.

Aunque Super Bond ha estado en el mercado por 10 años solo un par de reportes clínicos se encuentran en la literatura, un reporte con Super Bond fallo en dar una completa información de datos y resultados y fue excluido. Sólo dos de los estudios reportados en el presente estudio de Pfeiffer probaron a Super Bond C y B como un cemento adhesivo químico de acuerdo a las instrucciones del fabricante esto significa que la única retención mecánica en la interfase del metal es la que recibe de el chorro que se aplica en las superficies internas de los retenedores, con aleaciones de oro, la superficie es tratada con calor a 400°C. El presente estudio uso una aleación de oro en el armazon mientras que Pfeiffer uso una aleación níquel-cromo, las técnicas de

preparación fueron similares. Los resultados del estudio de Pfeiffer son más favorables que de este estudio pero aún son insatisfactorios los otros estudio.

Usaron técnicas convencionales para unir la resina al metal por métodos de retención mecánica puros como retención de red, perforaciones ó esqueletos de metal grabados, la retención de esas técnicas se basa únicamente en el anclaje mecánico por polimerización de la resina en áreas de corte o entre las microirregularidades no se requirieron resinas químicamente activas. Los resultados de los tres últimos estudios son notablemente más favorables que los resultados de este estudio y el estudio hecho por Pfeiffer. Los resultados estan en completo acuerdo con aquellos de Marx y Dehnen quienes encontraron que in vitro la fuerza de unión entre Super Bond y una aleación de níquel-cromo electroquímicamente grabado fue más alto que entre la resina y la superficie arenosa de la misma aleación.

A causa de los resultados no satisfactorios después de un año se asumió que la adhesión entre Super Bund y la aleación de oro fue inadecuado, y además inadecuado para uso clínico, a causa de los resultados en laboratorios, en la habilidad de la adhesión y durabilidad a causa de la resina a los materiales de base, tambien se presume que las uniones en la interfase de la aleación de oro no fueron resistentes al agua, resultando así fallos clínicos, sin embargo debe hacerse notar que el tiempo de servicio de tres de las prótesis por más tiempo fue tan largo como 43, 46, 75 meses esto se cree que puede ser el efecto auspiciado por el diseño del esqueleto reduciendo el sters a la interfase metal cemento. Otras hipótesis explican que el estado de la superficie en las aleaciones fue diferente, o que la capa de oxidación fue más delgada para esas tres prótesis.

El mecanismo de adhesión del Poli (metil metacrilato) resina conteniendo 4-META al metal es desconocido. Marx y Dziadek sugirieron la presencia de uniones de hidrógeno entre el 4 META y óxidos la superficie del metal. Esas uniones parecen ser también inestables y susceptibles al agua. En dos estudios de laboratorio, la fuerza de unión entre Super Bond C y B y 2 aleaciones de níquel-cromo y una aleación cobalto cromo se redujo significativamente cuando las muestras habían sido almacenadas en agua por 150 días o cuando fueron termociclados, otros reportes muestran que la

adhesión entre el Super Bond y una aleación níquel-cromo-berilio (vitallium) declinó después del termociclado.

Las pruebas de laboratorio con Super Bond han demostrado que la habilidad de adhesión de la resina es fuertemente afectada por el estado de la superficie de las aleaciones, esto varía con el tipo de metal y los tratamientos a la superficie. Numerosas técnicas han sido empleadas para mejorar la duración en agua del adhesivo entre los metales y Super Bond. Muchas técnicas usan la oxidización de las superficies de las aleaciones: inmersión en ácido sulfúrico con permanganato de potasio y un ácido nítrico concentrado, anodización con ácido fosfórico y recubrimientos de estaño y calor y recubrimientos iónicos con estaño, ultimamente para la preparación de la superficie de algunos metales preciosos (oro y plata) los agentes adhesivos promotores (un primer vinyl-thial) y un líquido de aleación Sn. han sido usados en los procedimientos de laboratorio para mejorar la fuerza de unión con la resina 4-META. Algunos de esos métodos parecen ofrecer un buen potencial para el uso clínico con aleaciones de oro. Sin embargo, es posible que algunos de los métodos son de técnica sensitiva y además no útil para el uso clínico y de laboratorio: por ejemplo una capa delgada del agente de unión promotor puede reducir la fuerza de unión y la búsqueda del éxito para asegurar la adhesión Super Bond al metal. hoy los objetivos del fabricante para el pre-tratamiento de diferentes aleaciones antes de la unión son los mismos que en 1984 cuando este estudio fue hecho. Una vía de asegurar una buena durabilidad de las uniones al agua con Super Bond no se han encontrado. Además la retención de las prótesis basada en resina debe seguir siendo basada en la retención mecánica entre el cemento y el metal.

RESUMEN.

Los grados de supervivencia de las prótesis unidas con Super Bond C y B fueron no satisfactorios. El despegamiento en una etapa temprana sucedió cuando: el tiempo de supervivencia medio fue solamente de 9 meses.

Los resultados de "la técnica adhesiva" con Super-Bond no fueron satisfactorios comparados con los resultados con otros estudios de prótesis unidos con resina usando técnicas de retenciones mecánicas convencionales y cementos de resina no adhesivos. Todas las fracturas fueron en la interfase resina-metal.

Los resultados clínicos de este estudio fueron de acuerdo con los resultados de estudios *in vitro* con Super Bon. Además, la adhesión de las prótesis unidas con resina puede seguir siendo basada en la retención mecánica entre el cemento y el metal.

CAPITULO

VI

Adhesión de una resina compuesta a hueso

ADHESION DE UNA RESINA COMPUESTA A HUESO UN ESTUDIO PILOTO.

INTRODUCCION

El uso de miniplacas ha revolucionado el tratamiento de las fracturas maxilofaciales, sin embargo la aplicación de estos artefactos no son los ideales. La adaptación perfecta al hueso puede consumir tiempo y dificultarse en algunas áreas. Además el barrenado de hoyos tiene el potencial de dañar las estructuras asociadas por ejemplo las raíces dentales.

Debería usarse un material que fuera altamente maleable durante la fase de adaptación y rígido durante la fase de fijación. La eliminación de los tornillos también sería una ventaja. Los adhesivos dentinarios modernos usados en combinación con resinas compuestas son efectivos en presencia de humedad la cual puede ofrecer un método de fijación rígida al hueso sin la ayuda de tornillos. Además, las resinas compuestas son inicialmente suaves y plásticas hasta que llegan a una condición rígida. Teóricamente estos materiales podrían ser de valor en la fijación en las fracturas maxilofaciales cuando son usados en conjunto con un adhesivo adecuado que permita una unión resina-hueso. Ha habido un rápido desarrollo en los campos de agentes de unión en los años recientes y es posible que algunos de esos materiales puedan ofrecer una unión potencial al hueso.

Uno de esos materiales (All-Bond 2) ha traído una particular atención porque es posible su unión a la dentina húmeda. Fue el propósito de este estudio in vitro

investigar la fuerza de unión entre el hueso y la resina compuesta cuando se usa el adhesivo All-Bond 2 y para determinar las condiciones más óptimas para su uso.

MATERIALES Y METODO.

El hueso usado en este estudio fue de un cerdo obtenido de un matadero. Se obtuvieron muestras aproximadamente de 1 cm de diámetro incrustados en un bloque de poliéster con el aspecto cortical en la superficie. La superficie del hueso fue preparada por uno de los siguientes métodos:

- 1.- Tratamiento con un papel lija de carburo grado P100.
- 2.- Tratamiento con un papel de carburo grado P1200.
- 3.- Tratamiento con un papel de carburo grado P1200 seguido con grabado de 15 seg con ácido fosfórico al 10% como se recomendó para la dentina con All Bond 2.
- 4.- Fabricando una zona rugosa con fresa quirúrgica No. 8.

Cada tratamiento fue realizado en seis muestras después de la preparación del hueso. El adhesivo All-Bond 2 se aplicó a un área del hueso de 5mm de diámetro la cual se aisló usando un anillo PTFE. El método recomendado por los fabricantes fue usado con excepción de la fase de grabado que se omitió para las muestras preparadas en los métodos 1, 2, y 4 arriba mencionados. Inmediatamente después de la aplicación y fotocurado del agente de unión en cilindros de 5mm de diámetro de la resina compuesta P 50, se adaptaron y se fotocuraron.

Los especímenes se almacenaron en la noche en agua destilada a 37°C y luego se determinó la fuerza de unión usando el método marcado. Usando el reporte del

método del ISO Draft (1992) esto consiste en un artefacto de 2 partes como guillotina en el cual el bloque de resina en una mitad de artefacto y la hoja en el otro, se aplica una fuerza para remover la resina compuesta o el cemento de la superficie del hueso debido a que el procedimiento de una máquina de prueba universal la prueba para romper la resina se puede registrar. La forma de la falla fue determinada como adhesiva, cohesiva o mezclada observando las superficies con falta de unión bajo la magnificación 2x de los resultados fueron sujetos a ANOVA y el procedimiento Student-Newman-Keuls.

RESULTADOS.

Hubo diferencias significativas en las fuerzas de unión logradas entre la resina compuesta y las diferentes preparaciones del hueso. El procedimiento Newman-Keuls reveló que el grabado del hueso con ácido fosfórico al 10% redujo significativamente la fuerza de unión (método 2 contra método 3) y que en el método se 4 produjeron uniones más fuertes que los métodos 1 y 3.

La de falla para los especímenes preparados para los métodos 1, 2 y 3 fue adhesivo. Cuatro de los seis especímenes preparados por la fresa quirúrgica (método 4) mostraron una falla adhesiva mixta y una falla cohesiva en el hueso, los otros dos especímenes tuvieron fallas adhesivas.

DISCUSION

El estudio piloto fue diseñado para probar la viabilidad de unión de la resina compuesta al hueso como una medida de estabilizar las fracturas maxilofaciales. En esta etapa solo se consideraron las propiedades mecánicas.

All Bond 2 es un agente de unión de esmalte y dentina que puede unirse a las superficies húmedas los fabricantes de All Bond 2 recomiendan el grabado del esmalte y la dentina previo a su uso. El sistema es usado aplicando una mezcla de dos agentes (NTG-GMA).

El grabado del esmalte es una medida bien establecida de conseguir una unión como una consecuencia de las diferencias en la susceptibilidad de los prismas y próximos a la disolución. Los cristales de esmalte son removidos en diferentes grados dependiendo de la orientación del cristal y la capacidad a la solución grabadora. Las proteínas del esmalte (principalmente enamelinas) las cuales se liberan y tienden a difundirse lejos de la superficie grabada, la adhesión de las resinas es a una superficie irregular, comprometida casi enteramente de los recientemente expuestos cristales de apatita.

En contraste, en los tejidos conectivos mineralizados que incluye la dentina y el hueso, el agente de grabado ácido solubiliza el mineral, pero deja la matriz orgánica intacta para la dentina. La capa superficial parcialmente desmineralizada puede ser impregnada por el agente adhesivo de la resina para formar una capa híbrida como fue descrito por Nakabayoshi. De los resultados de este estudio se obtiene que el hueso se comporta diferente. El hueso periostio maduro consiste de láminas circunferenciales sostenidas por el subperiostio, con láminas sucesivas que contienen fibras colágenas las cuales son paralelas a la superficie pero difieren en orientación de una lámina a otra, los cristales de apatita descansan en su interior y a una menor extensión entre las

fibras colágenas que se orientan en la dirección de las fibras, el grabado del periostio causa una desmineralización de la superficie, removiendo cristales del interior de la lámina superficial, dejando una superficie de fibras colágenas desmineralizadas. El hueso actúa como un compuesto, con fibras colágenas que proporcionan resistencia a la compresión, la pérdida de mineral causa que el hueso se deforme y esto probablemente influya en la baja fuerza de unión del hueso grabado.

La peligrosidad de las soluciones ácidas que son potencialmente tóxicas también reducen su daño potencial a las células del hueso cuya vitalidad debe mantenerse. La muerte de las células del hueso debe ser mínima siempre que sea posible esto actuaría como un estímulo para la resorción ósea, lo cual conduce a la pérdida prematura de la unión.

Las fuerzas de unión obtenidas en esta investigación se aproximan a aquellas entre All Bond 2 y la dentina. Kanca reportó una fuerza de unión promedio de 16.1 MPa con All Bond 2 y una dentina con grabado ácido seca, grandes fuerzas de unión se han registrado con la dentina húmeda, un valor de 24 MPa se obtuvo en este laboratorio usando All Bond 2 de acuerdo al procedimiento recomendado por el fabricante, las fuerzas requeridas para romper las uniones obtenidas en este estudio (222-317N después del tratamiento con una fresa) fueron más grandes que aquellas requeridas por fallas de los tornillos de 2.6 mm de diámetro y 20 mm de largo descritos por Wittenberg, esos autores observaron una falla debajo de la cabeza del tornillo a unas fuerzas de 178 ± 2 N cm. El grado más alto de fuerzas en este estudio se aproxima al grado más bajo de fuerzas de estiramiento para los tornillos metálicos descritos por Wittenberg. Estos últimos autores observaron que los tornillos metálicos podían ser sacados con fuerzas en el rango de 318-431N sin embargo la falla aquí fue debida al astillamiento al hueso por debajo de sus fuerzas, es quizás ventajoso.

Hacer notar que el sistema All Bond también se adhiere a los metales preciosos y no preciosos con fuerzas de unión que exceden los 20 MPa. Este hallazgo puede ser útil

cuando se consideran métodos alternativos para la fijación con miniplatos es necesario enfatizar la naturaleza preliminar de esos estudios como una vía para justificar el número de especímenes relativamente pequeño usados por las pruebas de adhesión, como se muestra en el documento ISO, para las pruebas de adhesión, seis muestras son adecuadas para un propósito inicial de muestra, un gran número de especímenes serán usados en futuros estudios y los resultados serán sujetos al más riguroso escrutinio usando el análisis Weibull.

El uso de un material altamente moldeable para permitir una buena adaptación a la superficie del hueso ofrecerá muchos beneficios en reducción de las fracturas, son utilizadas miniplacas de metal usando la instrumentación adecuada sin embargo no se podría asegurar una perfecta adaptación. Las placas bioabsorbibles sufren de un grado de oxidación aunque Bos y colaboradores incrementaron la maleabilidad de las placas polilácticas calentándolas antes de su adaptación en un modelo animal, la gran maleabilidad de las resinas compuestas previa a su colocación ofrece un fácil método de adaptación a las superficies del hueso y el uso de compuestos basados en miniplacas es conceptualmente evidente. Las propiedades físicas de la resina compuesta pueden ser modificadas alterando el contenido o incorporando materiales de reforzamiento como las fibras.

La resina usada en este estudio fue P50 un compuesto fotocurable posterior. La biocompatibilidad de las resinas compuestas varía entre los sistemas foto y autocurables sin embargo existe evidencia que los compuestos posteriores son más biocompatibles que algunos materiales restauradores.

Habiendo establecido la preparación más favorable, fueron preparados cinco especímenes de hueso del mismo animal así como la superficie con la fresa quirúrgica. El ionómero de vidrio Ketac Bond fue adherido en la manera descrita anteriormente usando el método recomendado por el fabricante para la adhesión a la

dentina. La principal fuerza de unión para Ketac Bond fue 3.6 ± 1.3 MPa. La fuerza de unión del compuesto al hueso fue significativamente mayor que la lograda por el ionómero de vidrio ($P < 0.001$, la prueba t). Esta comparación fue hecha cuando un ionómero de vidrio se mostró prometedor como un potencial sustituto del hueso en recientes investigaciones. la fuerza de unión entre el hueso y el ionómero de vidrio fué la más débil que cualquiera de las combinaciones evaluadas en este estudio. las fuerzas de unión entre el ionómero de vidrio y el hueso requirieron de una mínima fuerza para producir una falla siendo de 5.7 MPa. En todos los casos la naturaleza de la falla fué adhesiva.

En conclusión a los datos presentados en este estudio muestran que la preparación simple de la superficie del hueso y el uso de un adhesivo dentinario pueden producir fuerzas de unión entre el hueso y la resina compuesta que son potencialmente útiles clínicamente. Sin embargo se requiere un trabajo considerable, particularmente concerniente a la biocompatibilidad, si el sistema propuesto va a ser más desarrollado.

CONCLUSIONES

Un acondicionador dentinario de autograbado simplifica los procedimientos restauradores con resina compuesta, combinando el acondicionamiento de la dentina y la unión. La mezcla acuosa de HEMA o GM y fenil-P previene completamente la formación de las ranuras por contracción, lo cual nos indica que fenil-P es un ácido más efectivo para producir un acondicionado libre de la formación de ranuras por contracción.

Las fuerzas de unión flexibles de la dentina bovina pretratada con las diferentes mezclas de fenil-P en concentraciones de HEMA nos mostraron que cuando la concentración de fenil-P alcanzó el 20 %, existió una significante diferencia ($p < 0.05$) incremento la fuerza de unión flexible a 10.4 ± 1.8 MPa. Los resultados de este trabajo proveen importante información de la estructura de la capa de lodo dentinario, como de la interacción de los primeros acondicionadores; con la capa de lodo dentinario.

Los tiempos de grabado que mostraron las más altas fuerzas de unión fueron de 60 s tanto en el grupo Silux no termociclado (45.21 ± 8.49 MPa) y 20 s en el grupo PCA no termociclados (35.25 ± 6.60 MPa). En los grupos PCA las fuerzas de unión se incrementaron significativamente por las pruebas de termociclado, sin embargo, en los grupos Silux, las fuerzas de unión disminuyeron significativamente por las pruebas de termociclado.

En el estudio de adhesión de la resina a esmalte, los acondicionadores empleados crearon una zona de interdifusión entre la resina y la dentina, por la remoción de la capa de lodo dentinario y acondicionamiento de la dentina, cuatro de los cinco materiales adhesivos hicieron una forma de cono invertido, característica, en la apertura de los túbulos.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

Los resultados obtenidos de la "técnica adhesiva" con Super-bond en la cementación de prótesis unidas con resina no fueron satisfactorios, comparados con los resultados de otros estudios de prótesis usando la técnica de retención mecánica convencional y cementos de resina no adhesivos.

BIBLIOGRAFIA

Chiriga H. and Yukiitani W. Self-etching dentin primers containing phenyl-P. J.Dent. Res. 1994 may; 73 (5): 1088-95.

Watanabe I, Nakabayashi N. and Phusley DII. Bonding to ground dentin by a phenyl P. self-etching primer. J.Dent. Rest. 1994 jun; 73 (6): 1212-20.

Hosoya Y. Resin adhesion to the ground young permanent enamel: influence of et times and thermal cycling test. J.Clin. Pediatr. Dent. 1994 winter; 18 (2): 115-22.

Ferrari M. and Cagidiaco Morphologic aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with five different dentin adhesive systems (tested in vivo). J. Prosthet-Dent. 1994 apr; 71 (4): 404-8.

Hansson-O. Clinical results with resin-bonded prostheses and an adhesive cement. Quintessence-Int. 1994 feb; 25 (2): 125-32.

Meechan JG; McCabe JF and Beynon AD. Adhesion of composite resin to bone a pilot study. Br. J. Oral Maxillofac-Surg. 1994 apr; 32 (2): 91-3.

O'Brien. W. J. and Ryge G. Contact angles of drops of enamel on metals J. Prosthet. Dent. 15, 1094-1100. 1985.

RETIEF, D H: "The principles of adhesion" Journal of Dental Association of South Africa. 25 (1970), 285.