



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**TEORIAS DE LOS ADHESIVOS
DENTINARIOS**

**T E S I S A
QUE COMO REQUISITO PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
ROCHA MUÑOZ LILIA CRISTINA**



México, D. F.

1993

**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 está 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.

I N D I C E .

Teorias de los Adhesivos Dentinarios .	
Introducción	1
Tema 1 . Composición Fisica y Química de Esmalte y Dentina .	
1.1 - Características generales del esmalte	5
1.2 - Composición del esmalte.....	7
1.3 - Características generales de la Dentina	10
1.4 - Composición de la Dentina	11
Tema 2 . Generalidades de la Adhesión	14
Tema 3 . Teorias de los Adhesivos Dentinarios .	
3.1 - Sistemas de Monómeros	18
3.2 - Sistemas Adhesivos BIS-GMA	19
3.3 - Sistemas Adhesivos TEGDMA, EGDMA, HEMA	22
3.4 - Sistema Adhesivo UEDMA.....	23
3.5 - Sistema Adhesivo Ionómero de Vidrio	23

3.6 - Conversión de los compuestos quimicamente activados	26
3.7 - Conversión de los compuestos activados por luz	30
3.8 - Tipos de Adhesivos Dentinarios	31
3.9 - Adhesivos a Esmalte y Dentina	35
3.10- Efectos del Smear Layer sobre la unión a Dentina	38
Conclusiones	41
Bibliografia .	

I N T R O D U C C I O N .

El desarrollo de las resinas compuestas comien -
za cerca del año de 1953 , tiempo en el cual los cementos
de silicato y metil - metacrilato sin relleno constituían
los materiales de obturación estética directos .

Los cementos de silicato (Peffenbarger 1938) -
los cuales eran sujetos a carearse por ácido por tan solo
cuatro años en promedio ; y las limitaciones de los mate -
riales metil - metacrilato incluían falta de rigidez y un
coeficiente excesivo de expansión térmica .

Las primeras resinas compuestas dentales utili -
zaron una resina epóxica y agregados de cuarzo fusionando
partículas de porcelana . Las resinas epóxicas se en -
durecen a temperatura ambiente con poca contracción , pro -
ducen un polímero insoluble y son adhesivas a la mayoría -
de las superficies sólidas . El tamaño de la distribu -
ción de partículas se arreglo para maximizar el material -
inorgánico por medio de un empaque cercano a las partícu -
las ; los resultados fueron alentadores y unas pocas res -
tauraciones curadas con calor , epóxicas (usando una téc -
nica directa) tuvieron buena estética en la cavidad oral ;
sin embargo la dureza lenta de estas previno su uso como -
un material directo de obturación .

En 1956 , un monómero que tenia los grupos de metacrilato en vez de los grupos epóxicos se preparó por (Bowen 1962) , éste se convirtió en el conocido como sistema BIS / GMA acrónimo más fácil de usar que el nombre químico de 2,2 - BIS (4 (2 HIDROXI / 3 METACRILATO - PROPOXI) FENIL PROPANO . BIS - GMA tiene mayor peso molecular que el MMA resultando en una contracción correspondiente más baja de polimerización y viscosidad más alta .

La viscosidad de BIS - GMA se baja por la mezcla con monómeros de dimetacrilato de bajo peso molecular ; sin embargo la viscosidad del monómero más alto para el sistema debe ser retenida debido a que la contracción de la polimerización no deseada generalmente aumenta con la viscosidad del monómero que disminuye . En publicaciones tempranas los compuestos se llamaron de sílica-resina para enfatizar que el mayor componente era la parte inorgánica .

Pefferbarger en 1953 , sugiere que los rellenos apropiados podían bajar el coeficiente de la expansión térmica de las fórmulas con resina dentales; esto es importante debido a que aun esos materiales compuestos con una cantidad más grande de rellenos inorgánicos tienen un endurecimiento difícil , rigidez más baja y coeficientes de expansión térmica más alta que las coronas dentales .

Una forma de obtener un volumen máximo de lleno de inorgánico es utilizar partículas esféricas y distribución de tamaño (Bowen 1964) . Las partículas de relleno esférico pueden prepararse al pasar vidrio conectado a tierra a través de una flama plasma o de otro producto de calor de tal forma que las partículas individuales se licu an instantaneamente y se solidifican antes de que se coleccionen . Una objeción de estas partículas es que la superficie de area interfacial entre el relleno y el polímero es relativamente baja resultando una fuerza inadecuada del compuesto . La unión de la resina al material de relleno inorgánico de refuerzo debe ser capaz de transmitir los esfuerzos sin interrupción y debe retener ésta capacidad por un tiempo largo bajo condiciones orales funcionales .

La duración de las restauraciones compuestas requiere de una fuerza de coeficiente de cohesión entre los componentes .

El grado de polimerización es un factor muy importante en la durabilidad de los compuestos , la resistencia a la suavidad de la superficie de la resina polimerizada debido a la absorción de compuestos por el medio oral puede estar relacionada con la contracción .

Los agentes en pareja organofuncionales tales como : trimetoxi - metacrilopropil , se condensan en la partícula de relleno de sílice y dan un grado de acción inter -

facial suficiente para contar con la durabilidad de las formulas contemporaneas compuestas; sin embargo la parte más debil en compuestos convencionales bien curados es probablemente la unión entre relleno y resina .

Actualmente existe una gran actividad e interes en los sistemas de unión a dentina . A pesar de la unión con el esmalte que ha sido clinicamente exitosa (Bucnocore 1955) la adhesión efectiva a la dentina es más exclusiva debido a que es biologicamente activa y compleja en composición y estructura morfológica .

Para que los sistemas tengan éxito se deben adherir y permanecer sellados en presencia de fluidos dentinales y un sustrato no uniforme y poroso además de una capa de desechos llamada barrillo dentinario el cual como se explica debe ser removido o alterado para tener una adhesión a la dentina y finalmente debe ser durable para soportar las cambiantes tensiones del medio oral .

En el presente trabajo se abarcarán cada uno de los puntos importantes anteriormente mencionados comenzando por la composición de esmalte y dentina para posteriormente comprender los medios de unión química de cada sistema adhesivo , su composición y usos .

COMPOSICION FISICA Y QUIMICA DE ESMALTE Y DENTINA

1.1 - Características generales del esmalte .

El esmalte es el único que se forma por entero - antes de la erupción y su capa externa es la más mineralizada y la más dura sustancia del cuerpo . La maduración lenta del esmalte después del brote de los dientes es un - proceso físico - químico durante el cual se realiza una absorción lenta y un intercambio de iones de la saliva .

Las células formativas (ameloblastos) degeneran en cuanto se forma el esmalte y por lo tanto no posee la - propiedad de repararse cuando ha sido dañado .

El espesor varia en diferentes regiones del mismo diente; a partir de las regiones incisal u oclusal el - esmalte se adelgaza gradualmente hasta la línea cervical - en todas sus caras ; es liso y translúcido y su coloración va del blanco amarillento hasta amarillo grisáceo, es muy - quebradizo y su estabilidad depende de la dentina .

La estructura del esmalte consiste en prismas o - varillas hexagonales que se extienden desde la unión de la dentina y el esmalte en ángulo recto con la superficie periférica, cada prisma está rodeado por una cubierta y se - mantienen unidos gracias a una sustancia interprismática .

Además de los prismas existen varias estructuras orgánicas en la matriz del esmalte que se llaman penachos, usos y laminillas; estas últimas son conductos orgánicos del esmalte que se extienden desde su superficie a varias profundidades del esmalte y son consideradas por Gottlieb como vías de invasión para que penetren las bacterias y por lo tanto son un importante factor etiológico de la caries.

- Proteínas de el esmalte en desarrollo .

Existen dos grupos principales de proteínas en el esmalte : las amelogeninas y las esmaltelinas . Las esmaltelinas o enamelinas comprenden solo el 10 % de las proteínas por peso y el resto lo componen las amelogeninas .

Con la maduración se pierden casi todas las últimas y aumenta la fracción de esmaltelinas las cuales están unidas firmemente a los cristales de apatita en el esmalte en desarrollo .

Las amelogeninas son ricas en prolina, leucina, histidina y residuos de ácido glutámico y son hidrofobas .

Las esmaltelinas forman un grupo de proteínas ácidas y son extensamente glucosiladas y pueden clasificarse como glucoproteínas, tienen una menor cantidad de prolina y ácido glutámico y más ácido aspártico, serina, glicina, alanina y arginina .

1.2 - Composición del esmalte .

El componente orgánico del esmalte en desarrollo y maduro es proteína casi en su totalidad y la parte inorgánica es un fosfato de calcio de apatita . El contenido de agua en el esmalte maduro es indeterminada debido a que cambia con la humedad relativa ; una parte se relaciona con la fracción inorgánica y otra con la apatita .

Componentes orgánicos principales :

Ca	33.6 - 39.4
P	16.1 - 18.0
CO ₂	1.95 - 3.66
Na	0.25 - 0.90
Mg	0.25 - 0.56
Cl	0.19 - 0.30
K	0.05 - 0.30

El contenido de minerales disminuye desde la superficie hasta la unión amelodentinaria .

- Componentes orgánicos del esmalte .

Las proteínas en el esmalte maduro son de naturaleza ácida, peso molecular bajo y composición compleja , tienen una composición característica de aminoácidos con menos prolina , ácido glutámico e histidina y más glicina , ácido aspártico y serina .

La disminución de 100 a 200 veces del contenido de proteínas que se lleva a cabo durante la mineralización y maduración del esmalte se acompaña de un cambio importante en la composición total de aminoácidos .

El esmalte externo tiende a contener menos proteínas que las regiones internas .

- Química del Componente Inorgánico .

Calcio y Fosfato .

La concentración de fosforo y calcio tiende a decrecer de la superficie hacia la unión amelodentinaria , lo cual concuerda con la baja densidad y el contenido mineral del esmalte interno .

Ca	37.8 - 34.5
P	18.0 - 15.0

Teniendo la superficie valores mayores que el esmalte interno .

Carbonato .

El nivel de carbonato aumenta de la superficie - hacia la unión amelodentinaria , la distribución se fija - antes del brote dentario .

Sodio .

Su concentración mayor es en las regiones inter - nas del esmalte que en la superficie , debido a que el sodio se asocia con el agua en el esmalte cuya concentración es más alta en el interior .

Magnesio .

La concentración cerca de la unión esmalte - dentina puede ser hasta tres veces la de la capa superficial .

Fluor .

Su concentración es más alta en la zona superfi - cial inmediata y disminuye bruscamente hacia la unión amelo dentinaria . Después del brote hay captación en zonas - porosas y de caries .

Su incorporación se lleva a cabo en tres etapas :

- 1.- Durante el desarrollo el máximo de la concentración de fluor ocurre en una etapa temprana cuando el contenido de - proteínas es también muy alto . A medida que desapare - cen las proteínas también se reduce la concentración de -

fluor y parte se concentra y deposita en el mineral de la superficie del esmalte .

2.- Después de la calcificación, el liquido intersticial - tiene un acceso más facil a la superficie del esmalte y por lo tanto éste incorpora más fluor .

3.- Después del brote y a través de la vida del diente, pua de acumularse más fluor de manera muy lenta en el esmalte - superficial tomado del medio bucal .

Hierro .

Su contenido es mayor en la superficie y se da un ligero aumento con la edad .

Otros elementos como el zinc tienen concentraciones iguales al fluor concentrado en la superficie , estaño de acumulación superficial en particular en dientes con restauraciones de amalgama .

1.3 - Características generales de la dentina .

Es un tejido calcificado , de un 25 a un 30 % - consiste en una matriz colágena que está impregnada de sales inorgánicas en forma de apatita . Tiene un elevado porcentaje de materia orgánica lo cual hace que sea un tanto comprimible , a diferencia del esmalte la formación de -

la dentina continua mientras la pulpa se conserve viva .

La dentina se forma de una serie de túbulos unidos por una sustancia parecida al cemento , los cuales se extienden en dirección encorbada desde la pulpa hasta la unión de la dentina y el esmalte , cada uno contiene una fibra protoplásmica y fibras laterales que transmiten la sensación .

La dentina se clasifica en primaria y secundaria basandose en el orden cronológico de su formación ; la dentina que se forma hasta que la raiz está completamente formada se denomina dentina primaria y la que se forma después recibe el nombre de dentina secundaria ; la dentina en individuos jóvenes cede a la presión, es sensible al calor y a otros estímulos , con el tiempo aumenta la dureza por la calcificación adicional , las fibrillas colágenas también pueden calcificarse y reducir considerablemente la sensibilidad .

1.4 - Composición de la dentina .

La dentina contiene un 20 % de material orgánico por peso . El mineral es un fosfato calcico apatítico - cuyos cristales son mucho más pequeños que en el esmalte .

El colágeno constituye casi el 90 % del material orgánico de la dentina y le proporciona fuerza tensil y puede tener un papel importante en el proceso de minerali -

zación ; el resto que es un 10 % del componente orgánico comprende una serie compleja de polímeros que contienen - proteínas y carbohidratos conocida en conjunto como proteínas no colaginosas que son en gran parte de tipo ácido y contienen también pequeñas cantidades de lípidos y otras moléculas orgánicas .

Colágeno .

Constituye un 90 % de la dentina , en la predentina se ha comprobado que hay más péptidos de los que se requieren para formar el colágeno tipo I usual, de tal manera que también se forma cierto tipo de colágeno tipo I de terminación el cual no persiste después de la mineralización .

Proteoglucanos .

Son grandes moléculas que contienen proteínas y carbohidratos ácidos en forma de glucosaminoglucanos .

En tejidos calcificados , los proteoglucanos se sintetizan en el sitio de mineralización y en predentina son el principal componente no colagenoso .

Fosfoproteínas .

Son sustancias ácidas porque cada grupo fosfato contiene dos grupos ácidos , forman una fracción mayor que

las proteínas no colagenosas en todas las especies de dentina y tienen una composición poco común . Casi 90 % de los residuos de serina son fosforilados, de tal forma que - estas proteínas contienen un 26 % por peso de fósforo, ésta composición proporciona una alta afinidad por el calcio y otros iones y las torna en las proteínas más ácidas .

- Composición inorgánica de la dentina .

El contenido de magnesio y de carbonato de la dentina suele ser de dos a tres veces más alto que en el esmalte; el fluoruro tiene una concentración más alta en la superficie pulpar .

TEMA 2 .

GENERALIDADES DE LA ADHESION

La adhesión es la capacidad que tiene un material restaurador para lograr una unión óptima entre éste y el tejido dentario no permitiendo con esto la percolación o infiltración marginal descartando la posibilidad de presencia de caries recurrente .

Concepto de Adhesión .

Es la unión óptima entre dos superficies diferentes por medio de fuerzas interfaciales .

Concepto de Adhesivo .

Es la sustancia capaz de mantener unidos dos materiales por atracción superficial .

Adhesión Específica .

Enlaces de Valencia Primarios .

- Enlaces Iónicos .
- Enlaces Covalentes .
- Enlaces Metálicos .

Enlaces Secundarios .

- Interacción de dipolos moleculares .

(Fuerzas de Vander Waals)

- Interacción de dipolos inducidos .
- Fuente de hidrógeno .

Factores para lograr la adhesión .

Superficie adherente .

- Energía superficial alta .
- Composición homogénea .
- Superficie lisa y tersa .
- Superficie limpia y libre de humedad .

La modificación del sustrato dentario mediante el uso de soluciones ácidas preconizadas por Buonocore para ser utilizadas sobre la superficie del esmalte y posteriormente la síntesis de los agentes de unión son algunos métodos para obtener adhesión .

Adhesivos .

Fluidos de gran capacidad de humectación o mojado que produce la formación de una capa muy delgada que permite la adhesión .

Propiedades .

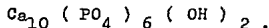
- Tensión superficial baja .
- Angulo de contacto bajo cercano a 0 .
- Capacidad humectante .

- Capilaridad .

Si se logra la adhesión, las dos superficies se verán atraídas en su interface; la tensión superficial baja va a permitir que éste se esparza fácilmente sobre la superficie de otro cuerpo , mojandolo y adosandose a éste con un ángulo de contacto cercano a cero, siempre y cuando la superficie este completamente limpia .

Adhesión a Esmalte Dentario .

El esmalte dentario presenta una composición bastante homogénea, razón por la cual es más favorable lograr la adhesión . La hidroxiapatita del calcio corresponde casi al 97 % de la composición adamantina y por consiguiente es un tejido altamente mineralizado .



Hidroxiapatita de Calcio .

Adhesión a Dentina .

La dentina tiene una energía de superficie muy baja y es por naturaleza hidrofílica , existe por tanto gran dificultad en intentar unir una resina hidrofóbica a la dentina y ante la imposibilidad de lograr una superficie lisa y tersa que permita aproximaciones superficiales -

de dos angstroms , se ha tenido la necesidad de desarro -
llar adhesivos que mojen y humecten dicha superficie .

TEORIAS DE LOS ADHESIVOS DENTINARIOS

3.1

Sistemas de Monómeros .

Desde el desarrollo de los materiales restaura -
tivos en resina compuesta y más aún con la introducción de
la técnica de grabado ácido se ha expandido la aplicación -
clínica y se ha mejorado la calidad de las resinas compues -
tas como restauraciones ; sin embargo se ha vuelto aparen -
te que los materiales compuestos también tienen notables -
defectos, por ejemplo : una falta de resistencia al uso -
que lleva a la pérdida subsecuente de la forma anatómica -
en restauraciones clase I y II , otro es el achatamiento -
proximal de las restauraciones compuestas clase II que cau -
san pérdida de contacto con el riesgo de una deriva mesial
de los dientes adyacentes . La pérdida de la forma ana -
tómica de las restauraciones compuestas resulta de lo flo -
jo de las partículas de relleno (Bowen 1979); a ésta con -
clusión se ha llegado por medio de muchos y diferentes mé -
todos de evaluación del uso que han estado basados en la -
abrasión mecánica , los mecanismos para la degradación se -
basan en la suposición de que el uso se debe a las influen -
cias físicas y mecánicas en el material. Una capa po -
rosa se ha observado debajo de las superficies de restau -

raciones de resinas compuestas expuestas al medio ambiente oral. Se ha sugerido que éste fenómeno es causado por la suavidad de las resinas compuestas, más aún, se ha indicado que los procesos in vivo del uso se debe parcialmente a la degradación hidrolítica de las partículas de relleno .

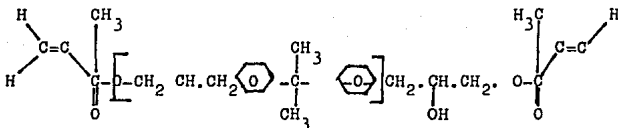
El grado de conversión después de la polimerización puede afectar la resistencia a la degradación química de los materiales de relleno basados en resina . La unión doble residual en los materiales poliméricos los hace menos resistentes a las reacciones de degradación (Grassie 1956) . La estructura molecular de los monómeros y la cantidad de los diferentes monómeros así como la cantidad y tipo de llenador usado en los materiales compuestos afectara las propiedades de los materiales polimerizados al final .

3.2

Sistemas Adhesivos BIS - GMA .

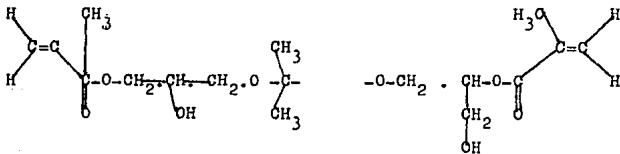
Los materiales restauradores basados en resina - actualmente en el mercado contienen monómeros de dimetacrilato . Los analisis de las resinas dentales y de los materiales compuestos han demostrado variaciones en composición con tales materiales (Asmussen 1975) .

La mayoría de ellos contiene el sistema BIS - GMA el cual consiste en un monómero aromático relativamente rígido de nombre 2,2-BIS(4-(2-HIDROXI-3-METACRILILOILOXY/PROPILOXY) FENIL PROPANO .



BIS - GMA LINEAL .

Este puede ser resuelto en varios componentes por cromatografía líquida de alta solución; estos componentes - son identificados como BIS-GMA lineal y ramificado .



BIS - GMA RAMIFICADO .

Otros dimetacrilatos aromáticos más simples que - el BIS-GMA también son utilizados en los materiales compues

tos dentales , tales dimetacrilatos son :

BIS - MA

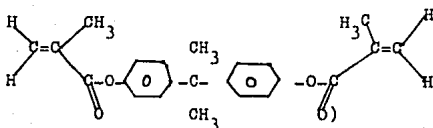
2,2-BIS(4-METACRILATOILOXY FENIL - PROPANO .

BIS / EMA

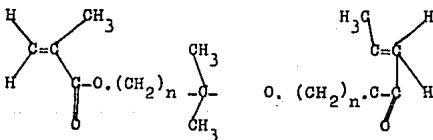
2,2-BIS(4-(2-METACRILATOILOXY-ETOXY)FENIL PROPANO.

BIS - PMA

2,2-BIS(4-(3-METACRILATOILOXY PROPILOXY)FENIL/PROPANO.



BIS / MA



n=2 : BIS - EMA n=3 BIS - PMA .

3.3

Sistema Adhesivo TEGDMA, EGDMA, HEMA .

Para disminuir la viscosidad de los sistemas de resina existen monómeros de baja viscosidad tales como :

TEGDMA

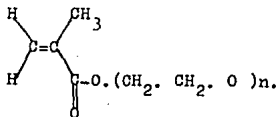
Trietileno-glicol Dimetacrilato .

EGDMA

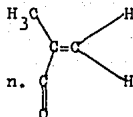
Etileno-glicol Dimetacrilato.

HEMA

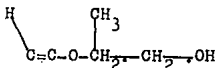
Hidroxi-etil - metacrilato .



EGDMA



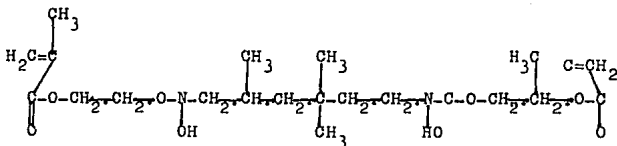
TEGDMA



HEMA

3.4 - Sistema adhesivo UEDMA .

Varios materiales compuestos contienen Diuretano Metacrilato por ejemplo : Estic Microfill, Estilux Micro - fill ; algunos productos lo contienen como el único monó - mero, mientras que otros lo contienen en combinación con - BIS-GMA y TEGDMA. La primera luz visible que activó el material compuesto FF contenía el monómero EGDMA junto con un sistema dimetacrilato de uretano con varios isómeros y derivados ; estos sistemas contienen grupos de diureta - nofenil-metacrilato que permanecieran como tales en el ma - terial polimerizado .



UEDMA

3.5 - Sistema Adhesivo Ionómero de Vidrio .

Los ionómeros de vidrio tienen una verdadera ca - pacidad adhesiva al tejido dentario . La condición ne - cesaria es que la superficie a la cual se ha de efectuar la unión , sea de naturaleza reactiva .

El ionómero recién preparado posee un gran número de radicales libres del grupo COOH altamente reactivos, de capacidad humectante y con tendencia a formar un puente de hidrógeno , gracias al hidrógeno ácido del poliácido .

Inmediatamente después se produce un desplazamiento de hidrógeno para ser reemplazado por una unión de tipo iónico gracias a la presencia de iones de calcio y aluminio .

Adhesión a Esmalte y Dentina .

La adhesión química entre el cemento y el esmalte o dentina puede conseguirse perfectamente debido a un intercambio iónico. Esto se logra acondicionando la superficie de la cavidad con una breve aplicación de ácido poliacrílico al 10%.

Hay dos ventajas adicionales cuando se utiliza este material :

- 1.- Ya que el ácido empleado es del propio cemento cualquier residuo dejado no interferirá en la reacción del fraguado.
- 2.- El ácido poliacrílico puede preactivar los iones de calcio de la dentina y hacerlos más asequibles para el intercambio iónico con el cemento .

Esmalte
superior de la apatita .

Cadena de poliácidos

N^+

- OOC

M^{2+}

-OOC

Enlace Iónico .

Se observa el mecanismo por medio del cual la pasta de cemento fresca y viscosa, moja y se adhiere a la apatita del esmalte de la superficie mediante enlaces de H^+ proporcionando por los grupos del ácido carboxílico libres.

Al efectuarse la reacción del cemento, la mayor parte de éstos enlaces de H^+ , como lo indica la flecha son reemplazados por iones metálicos que proporcionan adhesión del cemento al esmalte .

DENTINA	COO-	M^{2+}	-OOC Cadenas de poliácido .
COLAGENO	NH_2	H^+	-OOC Enlace Iónico.

El colágeno contiene algunas ramas de cadenas que terminan en grupos de ácido carboxílico, y otros que terminan en grupos amino. La formación puede unirse a la masa de cemento por enlace de iones metálicos, en tanto que los últimos grupos se unen por enlaces de H^+ .

La adhesión al esmalte es superior a la unión con la dentina, debido a las uniones más fuertes que se forman con el sustrato inorgánico.

El mecanismo de adhesión se efectúa al reaccionar los grupos carboxilo del poliacrílico con el calcio de la estructura dental y el colágeno .

En conjunto las ventajas que ofrecen los ionómeros de vidrio son :

- Protectores no perjudiciales a la pulpa.
- Liberación de fluor que a su vez reduce la posibilidad de aparición de caries recurrente .
- Forma una barrera frente al ácido y actúa como una base adherida a la dentina que es relativamente insoluble .
- Presentan mejor resistencia a la compresión que los hidróxidos de calcio .
- Están especialmente indicados para restauraciones posteriores con resina compuesta .

3.6 - Conversión en los compuestos químicamente activados. (Polimerización).

Además de la formación de ligamentos cruzados durante la copolimerización de MMA y EGDMA, una parte de los grupos de metacrilato del agente cruzado permanece no activo como los grupos de metacrilato (PMG). Solo la -

tercera parte del EGDMA forma ligamentos cruzados .

Desde la conversión en los copolímeros del MMA y EGDMA que son incompletos, la conversión en sistemas de monómeros de dimetacrilato como se usan en las resinas restaurativas deben ser también incompletas. El grado de la conversión o extensión de la polimerización en selladores dentales debe ser también incompleta.

El grado de conversión o extensión de la polimerización en selladores dentales ha sido determinada al medir las cantidades de los grupos del metacrilato que usan espectroscopia infraroja (IR). Esta técnica está basada al medir la decreción en la unión C-C doble (C=C) absorción a $1635-1640 \text{ cm}^{-1}$ de los monómeros de metacrilato que ocurre concomitantemente con la adición en cadena de la polimerización radical. Las cantidades de los grupos metacrilato no reactivas que sobran se expresan en % de la cantidad total de los grupos de metacrilato en los materiales no polimerizados; después de la polimerización los selladores dentales tienen diferentes cantidades de sobrante no reactivo, grupos de metacrilato que exhiben diferentes grados de conversión .

Para los materiales que contienen monómeros de dimetacrilato aromáticos BIS-GMA y BIS-MA, así como el monómero de disolución TEGDMA, la cantidad de los grupos no reaccionarios de metacrilato puede correlacionarse con la

cantidad de los metacrilatos rígidos BIS-GMA y BIS -MA .

Un sistema curado mantiene el monómero MMA además de BIS-GMA. El alto grado de conversión con éste sistema - de monómeros se debe probablemente a la presencia del monometacrilato MMA que es pequeño y capaz de difundirse y reaccionar con los finales activos aún después de que el sellador se haya endurecido .

La transmisión IR de la espectroscopia no puede satisfactoriamente adaptarse a los materiales compuestos - debido a que los llenadores inorgánicos causan interferencia en la absorción de estrechez C=C de la región de la absorción . Por esta razón la reflexión interna múltiple (MIR) fué usada para la determinación de la conversión en ambos compuestos iniciados por luz y por compuestos químicos. Deben tomarse prevenciones para evitar resultados erróneos causados por inhibiciones en oxígeno. Los datos en la composición de los sistemas de resina (Ruyter y Bjovik 1981) y la cantidad de grupos no reaccionarios que quedan en los compuestos dentales polimerizadas indican - que la conversión se relaciona con la fórmula también en el caso de las resinas compuestas .

Para los materiales investigados con polimerización químicamente iniciada y una mezcla monomerizada de TEGDMA BIS-GMA, BIS-MA, los dos sistemas líquidos Delton y Adaptic Bonding Agent tienen aproximadamente las mismas -

fórmulas de monómero; sin embargo el Delton contiene un amino terciario aromático, que tiene un mejor activador.

La conversión en el polímero Delton y Adaptic Bonding es 78 y 76 % respectivamente, Adaptic Glaze tiene un 67 % de conversión 24 horas después del comienzo de la polimerización. Para estos materiales puede concluirse que con cantidades de disminución de TEGDMA y cantidades de aumento de los monómeros BIS-GMA y BIS-MA la conversión decrece. Se documenta bien que el homopolimerizado EGDMA tiene una conversión más pobre que TEGDMA (Berling 1976) la conversión pobre de los sistemas de monómeros basados en los materiales restaurativos compuestos con polimerización químicamente inducida ha sido confirmada por varios grupos de investigación.

En resumen puede decirse que en los sistemas basados en resinas los monómeros polimerizados forman la matriz orgánica de una red tridimensional. Esta red contiene insaturación residual, principalmente en la forma de los grupos de metacrilato . (PMG).

Dependiendo de la estructura de los monómeros estos grupos de metacrilato sin reaccionar estarán presentes como ramas cortas o largas en el material polimerizado.

Los monómeros del dimetacrilato probablemente contribuyan solo en una menor extensión a ésta insaturación.

Para un sistema de monómeros de BIS-GMA y TEGD -
ma hay buena correlación entre la dureza y la cantidad de
los grupos del metacrilato pendientes sin reaccionar que -
quedan en el polímero; la dureza aumenta con el grado en a
aumento de conversión (Asmussen 1982) .

3.7- Conversión de los compuestos activados por luz .

En las resinas restaurativas con polimerización
inducida químicamente, la reacción toma lugar casi unifor-
memente a través del bulto del material y la curación no -
depende generalmente del grosor de la restauración. -
Sin embargo, los sistemas de resinas que se activan con -
luz ultravioleta o luz visible se polimerizan solo a cier-
ta profundidad. La profundidad de la cura depende de la
profundidad de penetración de la activación en la luz de la
mezcla; la profundidad de la cura es también dependiente de
la composición del material y la exposición al tiempo .

Por medio de la espectroscopia IR, MIR, la con -
versión en diferentes tonos de ultravioleta y luz visible
activada en los materiales compuestos puede ser determina -
da (Ruyter 1982). En cavidades de poca profundidad, a -
proximadamente .5mm , la conversión varía dependiendo de -
los materiales .

La conversión óptima depende de la composición del monómero. El sistema de monómero del material curado por luz visible P-30 y P-10 con iniciación química es la misma : aproximadamente 30kg de los isómeros enramados BIS-GMA y aproximadamente 48 kg de TEGDMA.

El compuesto activado por luz visible FF que contiene 46 % de peso de EGDMA con una unión corta entre los grupos de metacrilato y el sistema oligomérico rígido TUDMA, exhibe menos conversión comparado al compuesto Oclusin activado con luz visible, éste compuesto contiene 54% de peso del monómero flexible TEGDMA y TUDMA derivado con el rígido diuretano-fenil, grupo metano sustituido por el flexible exametil diuretano .

Las curvas que representan la conversión en diferentes profundidades, exhiben un decrecimiento menor con la profundidad en aumento; debajo de cierta profundidad hay un decrecimiento abrupto en la conversión .

3.8 - Tipos de adhesivos dentinarios .

El primero que se introdujo en el mercado fué Cervident. Contiene el promotor de la adhesión que se une a la dentina grabada . El promotor contiene a su vez NPG-GMA; este material es uno de los primeros que se unieron a la dentina in vitro, aunque no contribuye a la adhe-

sión en esmalte grabado. Sin embargo estudios clínicos dieron porcentaje de fracasos en periodos de cinco años - en cambio parecía ser prometedor cuando se utilizaban en - conjunción de una retención mecánica . Una de las ra - zones que justificaban su poca fuerza de unión es que el ma - terial cristalizaria en la superficie al secarse resultan - do un área reducida para la unión a la resina.

Posteriormente fueron desarrollados algunos sis - temas que utilizaban un 50 % de ácido cítrico como agente - de unión ; presentando una toxicidad considerable para los tejidos pulpaes y además se conseguía una unión resina a dentina cinco veces menor que la unión resina a esmalte - grabado. Clearfil es un monómero de metacrilato que se uniria mecanicamente a los túbulos dentinales abiertos co - mo consecuencia con el tratamiento del ácido .

Creation Bond utiliza como sistema de unión a - dentina un ester fosfórico derivado del ácido tartárico .

En 1983 , la casa Vivadent introdujo un produc - to llamado Dentin Adhesit. Este adhesivo puede ser u - tilizado con cualquier resina compuesta ya que se adhiere por difusión a la resina líquida colocada sobre él, con - tiene un monómero sólido isocianato prereaccionado de di - metacrilato de uretano suspendida en solvente de cloruro - de metilano a una concentración del 20 % . Se piensa -

que ésta sustancia se adhiere a dentina por un enlace químico covalente grupos isocianatos y los grupos hidroxilo de la hidroxiapatita, los cuales están presentes en esmalte y dentina. Cuando el solvente se ha evaporado, el residuo de resina resultante es muy insoluble y actúa como un protector de la dentina muy efectivo frente al grabado ácido. Una desventaja del material es que necesita el uso de agentes químicos de secado que podrían tener efectos adversos sobre la pulpa, otra desventaja es que es más efectivo sobre superficies dentinales muy secas difíciles de conseguir y además tarda 24 horas en alcanzar su máxima fuerza de unión; esto hace que en obturaciones grandes los métodos de colocación del material sean críticos, ya que la contracción de polimerización de las resinas puede causar un margen abierto cuando todavía la unión dentina-resina no ha completado.

En 1984 y 1985 se introdujeron los ionómeros de vidrio Liners como sistema de unión dentina-resina; con este propósito se introdujeron específicamente el Lining Cement, Ketac Bond y Glasionomer Base and Lining Cement.

El Lining Cement es un ionómero de vidrio radio paco de presentación polvo-liquido y de color blanco; el fraguado inicial es de 4 minutos y de 10 a 15 minutos el fraguado completo; es semitranslúcido por lo que limita la percepción del tejido dentario al que cubre.

Ketac Bond, es un ionómero anhídrido que se presenta en forma de polvo-liquido, en tonos gris oscuro y amarillo oscuro; desarrolla un fraguado inicial de dos minutos y de cinco a diez minutos da el fraguado completo.

Glasionomer Base , se presenta en tres tonos que corresponden al A1, A3, y C4 de vita . Su fraguado inicial es de 4 a 5 minutos; presenta algunas mejoras en las propiedades debido a la incorporación al polvo de un derivado especial de hierro .

Los tres ionómeros de vidrio vistos tienen como base de composición pequeñas partículas de vidrio radiopaco que liberan fluor y se unirán a la dentina según el mecanismo ya visto . Debido a la inferioridad de las propiedades físicas de los ionómeros tipo Liner frente a los composites no deberan usarse éstos en grosos considerables bajo restauraciones posteriores de composite; si se hiciera podria conducir a la fractura de la resina debido al pobre soporte oclusal del ionómero. Tras colocar el ionómero, se une a la resina por el proceso habitual de grabado ácido durante 30 a 60 segundos con un lavado de agua durante 30 a 60 segundos más; el grabado ácido crea canales en su superficie de unos 20 μm , en forma similar a lo que ocurre en el esmalte .

Se han investigado otros sistemas de adhesión a dentina que implican una situación de fijación al colágeno

más que a la fase inorgánica de la dentina (el colágeno y la hidroxiapatita constituyen cada uno el 50 % del volumen dentinal. .Las preparaciones de gluteraldehído parecen ser prometedoras (Munksgaard 1984) . En 1985 Bayer - introdujo éste sistema a base de gluteraldehído con el nombre de Gluma Dentin Bond; el material contiene cinco % de gluteraldehído, 35 % de HEMA y 60 % de resinas sin relleno, el cual debe ser utilizado junto con un agente de unión tipo resina líquida . Se han publicado resultados respecto a las fuerzas de unión de hasta 168 kg sobre cm^2 , lo cual supone casi el doble de los referidos al resto de sistemas comercializados actualmente .

3.9- Adhesivos a Esmalte y Dentina .

Agentes de unión fosforados .

Los sistemas de adhesión a esmalte y dentina más comunes son los sistemas fosforados. Scotchbond fué el primero de éstos sistemas introducido en el mercado.

Está constituido por dos partes :

La resina es una solución al 57 % de dicloro difósforo BIS - GMA (los fosfatos están unidos como ésteres, reemplazando los grupos hidroxilo), 43 % de TEGDMA y peróxido de benzoilo. El líquido contiene 95 % de etanol y aceleradores al 6 % de canforoquinona .

El mecanismo de adhesión de éstos sistemas es - muy complejo y parece ser que el mayor componente de la unión es de tipo iónico; se piensa que son quelantes del - calcio del esmalte grabado y de la dentina no grabada; esto implica también algún tipo de interacción polar entre - el fósforo cargado negativamente en el material de unión y el calcio cargado positivamente en el diente; durante éste proceso el calcio difunde desde el barrillo dentinario hacia la resina de unión fosfatada indicando un tipo de interacción iónica. Todos los sistemas fosfatados de unión esmalte resina son más efectivos sobre el esmalte grabado que las resinas sin relleno y se ha demostrado que - sin grabado ácido puede unir una resina de microrelleno a la dentina a una cuarta parte de la fuerza de unión de la resina al esmalte grabado .

Tras el fraguado debe esperarse de 10 minutos a 24 horas antes de proceder al acabado de la resina .

En 1984 la casa Johnson y Johnson introdujo el - Dentin Bonding Agent ; está formado de un ester fosfórico - del BIS - GMA en un solvente alcohólico de P - tolueno-sulfónico ácido; puede ser utilizado con todos los composites BIS - GMA .

En 1983 Bowen publicó un artículo en el que describía una técnica de unión a dentina que en laboratorio - era tan fuerte como la unión al esmalte grabado, la mayor

desventaja clínica es la decoloración que provoca, ocasionando un ennegrecimiento en la zona de unión. El método se basa en el uso de una solución de oxalato férrico al 8% una solución de acetona al 10 % y PDM (compuesto de hidroxietil metacrilato y dianhidro pirromielítico). Sin embargo para su uso clínico ésta técnica debe ser simplificada y hasta el momento no ha sido comercializada .

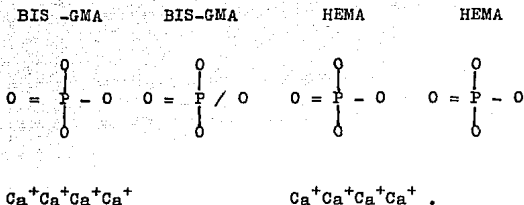
A fines de 1984 se introdujo el Scotchbond fotopolimerizable, al que se le ha añadido un fotoiniciador (arilsulfonato, canforoquinona y no solo una amina terciaria alifática).

Se utiliza como un protector de la dentina frente al ácido y presenta una unión más intensa y consistente.

Oscila alrededor de 60 kg sobre cm^2 con resinas tipo BIS - GMA.

Bondlite se introduce en 1984, es un sistema fosforado cuya resina se compone de 40% de BIS - GMA, 40 % de TEDMA y 20 % de HEMA ; el líquido contiene 95 % de etanol y 6 % de canforoquinona; fragua químicamente y con luz ; - se une al esmalte grabado con una fuerza de 255 kg sobre cm^2 y une la resina a la dentina no grabada con una fuerza de 78 kg sobre cm^2 . Este sistema utiliza un monómero acrílico HEMA más pequeño y esto favorece la accesibilidad de los componentes fosfatos activos además de ser un material menos específico y se puede usar en distintos ti -

pos de resinas .



En 1985 aparecen otros productos fosforados como Dentin Enamel Bonding Agent y Sinter Bond fotopolimerizables, tienen fuerzas de unión a la dentina de 36.3 kg sobre cm^2 . La dentina era tratada previamente con peróxido de hidrógeno al 3 % durante 60 segundos y lavadas y secadas antes de colocar al adhesivo.

3.10 - Efectos del Smear Layer sobre la unión a dentina.

Cuando se trabaja sobre la dentina con instrumentos rotatorios se forma una textura especial en la superficie que se denomina barrillo dentinario el cual conduce al cierre de los túbulos dentinarios producido por el embarramiento del material dentinario sobre túbulos expuestos. Esta capa puede ser eliminada sin ningún daño se-

cundario por una aplicación de ácido poliacrílico (Ralph Phillips) durante 15 segundos y posterior lavado. El grabado ha sido también utilizado para eliminarla, pero - ésta técnica es nociva para la pulpa .

Algunos sistemas de unión a dentina como los io-números de vidrio muestran mayor capacidad de unión si se ha eliminado el barrillo dentinario; otros sistemas como - los agentes fosforados pierden la mitad de su fuerza cuando éste se elimina . Las razones por las que el barrillo mejora las fuerzas de unión de los agentes fosforados es principalmente porque el mecanismo de unión es por quelación del calcio.

Hay cuatro tipos principales y existen varios - motivos para que mejoren su unión :

- 1.- El barrillo tiene mayor contenido en calcio que la dentina normal .
- 2.- Proporciona mayor área de superficie cubriendo los túbulos dentinarios y conformando una superficie rugosa .
- 3.- Al bloquear los túbulos dentinarios, reduce su flujo - habitual con lo cual mejora la unión ya que por lo general los composites son hidrofóbicos y logran la unión en ausencia de agua .
- 4.- Protege al tejido pulpar de una invasión bacteriana al bloquear los túbulos odontoblásticos que conducen a la pulpa.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

Sin embargo se ha comprobado que existen también bacterias que pueden vivir en el barrillo dentinario.

Por lo tanto la conveniencia o no de preservar el barrillo está determinada por el mecanismo de anclaje a dentina del sistema .

C O N C L U S I O N E S

Como ya se ha mencionado antes , la utilización de los agentes de unión o adhesivos aumenta la adherencia del composite a la estructura dental. Estos sistemas - actualmente han despertado un gran interes porque han demostrado efectividad ante los tejidos de esmalte y dentina

Para lograr éxito en su utilización deben ser materiales que se adhieran y permanescan sellados en presencia de fluidos dentinales y deben ser durables y soportar los cambios que se presentan en boca . Estos materiales - están basados en monómeros de dimetacrilato , la mayoría de ellos contiene el sistema BIS - GMA que consiste en un monómero aromático medianamente rígido, el cual puede ser resuelto en lineal y ramificado ; además de éste existen otros dimetacrilatos más simples como BIS - MA, BIS - EMA BIS - PMA; para disminuir la viscosidad de los sistemas de resina se utilizan los sistemas TEGDMA,EGDMA,HEMA .

Estos dimetacrilatos pueden activarse químicamente y por medio de luz ultravioleta . El ionómero - de vidrio ha sido utilizado actualmente como un adhesivo altamente efectivo debido a su verdadera capacidad adhesiva al tejido dentario la cual se consigue por medio de un intercambio iónico, la adhesión a esmalte es mayor debido a las uniones más fuertes que se forman con el sustrato or-

gánico, además de ésto ofrecen ventajas tales como : protección del tejido pulpar, liberan fluor que reduce la posibilidad de caries recurrente, es una base que presenta mejor resistencia a la compresión ; por todas las ventajas mencionadas a sido el material de elección adhesivo, principalmente en restauraciones posteriores con resina compuesta .

En el mercado existen grandes variedades de sistemas adhesivos a dentina o a dentina y esmalte, cada uno contiene basicamente el sistema BIS - GMA y los anteriormente descritos, estos son variables en su composición y van sufriendo cambios continuos en los esfuerzos para mejorar la actualización clínica, cada uno de éstos debe dar evidencia de seguridad y efectividad clínica. La vida media de los productos guardados a temperatura ambiente varia de 12 a 30 meses, las instrucciones para aplicar el sistema se proveen de la fábrica en cada estuche.

Por lo tanto queda a la decisión de cada dentista la elección del adhesivo de acuerdo a sus propiedades y conveniencia .

B I B L I O G R A F I A .

Asmussen E. Analysis of monomers in restorative resins. Acta Odontológica Scand . 1975 . 129-34p.

Asmussen E. Setting time of composite restorative resins vs. content of amine, peroxide and inhibitor. Acta Odontológica Scand. 1981 vol. 39 (5).291-94p.

Asmussen E. Restorative resins ,hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds . J. Dent.R. 1982 vol 90 (6) . 484-89 p .

Blankenau R J. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins. J.Am.Dental, 1983 vol.106 (6) 471-83 .

Bowen R L . Compatibility of various materials with oral tissues . J.Dental R. 1979 58 (5) 1493-503.

Bowen R L. Theory of polymer composites. J. American Dental . 1985.

Brauer G M. Initiator-accelerator systems for acrylic resins and composites . Biomedical and Dental Application of polymers . 1981 395-409 .

Buonocore M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J. Dental Res. 1955 34 (6) 849-53 .

Buonocore M G. Restorations of fractured anterior teeth with ultraviolet-light polymerized bonding. J. A. D. 1973 86 (6). 1349-354.

Clinicas Odontológicas de NorteAmérica.
Resinas Compuestas en Odontología. edit. Interamericana
vol. 2 México 1981 .

Cook W D. Spectral distribution of dental photopolymerization sources. J. Dental R. 1982 6 (12), 1436-438.

Diamond . Anatomia Dental .
Unión tipográfica editorial hispano-americana.
México , 1982 .

Guzmán Báez Humberto. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. edit. Cat , Colombia 1990.

Harry F. Albers. Odontología Estética.
edit. Labor , Barcelona 1988 , 88-99 p.

Powers J M. In vitro accelerated aging of composites
and a sealant . J. Dental R. 1981 60 (9), 1672-677.