247
26j°

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

RESISTENCIA Y ADHESION DE LAS RESINAS COMPUESTAS PARA POSTERIORES

T E S I S

Que para obtener el título de

CIRUJANO DENTISTA

p r e s e n t a

JOSE LUIS OZAWA MEIDA

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

México, D. F. 1990

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.

INDICE

INTRODUCCION.

I.- REQUERIMIENTOS PARA COMPUESTOS POSTERIORES. 1
A) Biocompatibilidad. 3
B) Resistencia a la pérdida de substancia. 9
C) Integridad marginal. 24
D) Sensibilidad post-operatoria. 33
E) Estética. 33
F) Facilidad de manejo. 34

II.- RESINAS COMPUESTAS. 35
1.- Resinas compuestas convencionales. 35
2.- Resinas compuestas con microrelleno. 42
3.- Resinas compuestas híbridas. 45

III.- RECUBRIMIENTOS PULPARES, COMPATIBLES CON LAS RESINAS COMPUESTAS. 50
1.- Hidroxido de calcio. 52
2.- Ionómero de vidrio. 55

IV.- ACONDICIONAMIENTO DEL ESMALTE. 62
1.- Superficie del esmalte. 63
2.- Acondicionamiento ácido del esmalte. 64
3.- Efectos del acondicionamiento ácido. 65
4.- Lavado y secado de la superficie acondicionada. 68
5.- Morfología de la interdigitación mecánica de la resina. 69

V.- ADHESION DEL MATERIAL RESTAURATIVO A LA ESTRUCTURA DENTARIA. 72

1.- Interfase esmalte/resina. 74
2.- Adherencia a la dentina. 77
3.- Tipos de adhesión a la dentina. 78
a) Inorgánicos.
b) Orgánicos.
4.- Adhesión a la dentina y a la resina compuesta con bases de ionómero de vidrio. 92
5.- Evaluación biológica. 94
6.- Estudios realizados en los Estados Unidos de América. 95
7.- Estudios realizados en Japón. 98
8.- Estudios realizados en la República Federal de Alemania. 105
9.- Factores que disminuyen la fuerza de adhesión. 110

CONCLUSIONES.

BIBLIOGRAFIA.

INTRODUCCION

Recientemente, la gran demanda de restauraciones que den una apariencia natural, ha sido enfocada al uso rutinario, si no es que total, de resinas compuestas en la región posterior. Estudios de investigación recientes han demostrado que diversas resinas posteriores rivalizan e incluso superan la resistencia a la abrasión de la amalgama. No es exagerado imaginar que dentro de poco, podremos disponer de resinas tan resistentes como el esmalte.

Esto refleja una gran aceptación de las resinas compuestas posteriores, como alternativa útil a otro tipo de restauración, ya que cada vez existen menos motivos para no utilizar los compuestos posteriores, aunque todavía existe cierta controversia.

Todos los materiales restaurativos deben reunir ciertos requerimientos y el caso de las resinas compuestas posteriores, no son la excepción. Por ejemplo, la estética, dureza, módulo de elasticidad elevado, resistencia a la abrasión, reforzamiento de la estructura dentaria, coeficiente de expansión térmica, compatibilidad con los agentes adhesivos, baja toxicidad, biocompatibilidad, capacidad para sellar la estructura dentaria, polimerización adecuada, cariostasis, fácil manejo y radiopacidad adecuada. Cada una de estas cualidades, ha mejorado en grado variable en los materiales disponibles hoy en día, reflejándose adelantos significativos.

Es de importancia que el odontologo conozca las técnicas, las propiedades del material, así como los diversos factores para determinar la mejor manera para realizar una restauración con resinas compuestas en la región posterior.

Por lo tanto, incumbe al cirujano dentista de práctica general, así como a las instituciones académicas, el reconocer la importancia de este tipo de materiales y una preparación adecuada de las futuras generaciones.

En la elaboración de esta tesis, he tratado de describir las características físicas y propiedades clínicas de estos materiales, enfocado principalmente a los adelantos, en cuanto a su resistencia y a los agentes adhesivos. Ya que un buen conocimiento y manejo del material, nos ayudara en la realización de una restauración adecuada.

CAPITULO I

REQUERIMIENTOS PARA COMPUESTOS POSTERIORES

Las indicaciones y contraindicaciones para el uso de resinas compuestas en posteriores, no han sido bien establecidas. Una lista de ambas podría enumenarse y representar posiblemente una guía general razonable:

INDICACIONES

- Caries temprana
- Cúspides debilitadas
- Premolares
- Cavidades conservadoras Clase I y II en molares
- Dentición primaria
- Estética como factor primordial

CONTRAINDICACIONES

- Bruxismo
- Caries rampante
- Oclusión desfavorable
- Ausencia de un campo operatorio seco

Obviamente, debe utilizarse un criterio clínico para cada caso individual.

Una resina compuesta posterior ideal, de acuerdo a muchos investigadores, debe reunir los siguientes requerimientos:

a) Resistencia a la abrasión, como la amalgama.
b) Absoluta estabilidad de forma.
c) Técnicas convencionales simples, de manipulación.

d) Adaptación marginal perfecta e impermeable.
e) Radiopacidad adecuada.
f) Procedimientos de terminado y pulido, rápidos, exactos y no destructivos.
g) Estética agradable.

Sin embargo, las observaciones hechas de exámenes clínicos han demostrado las características necesarias para una restauración posterior con resina compuesta, aceptable en la cavidad oral con sus respectivas restricciones físicas, químicas y biológicas.

Los requerimientos clínicos generales para las restauraciones con resina compuesta para posteriores, pueden clasificarse de la siguiente forma:

A) BIOCOMPATIBILIDAD
   1) Reacción pulpar
   2) Reacción alérgicas
B) RESISTENCIA A LA PERDIDA DE SUBSTANCIA
   1) Mecanismo de desgaste de las resinas compuestas convencionales
   2) Mecanismo de desgaste de las resinas compuestas con microrelleno
   3) Mecanismo de desgaste de las resinas compuestas híbridas
   4) Porosidad
   5) Fatiga y fractura
   6) Resistencia compresiva
   7) Resistencia a la tensión
C) INTEGRIDAD MARGINAL
   1) Contracción durante la polimerización
   2) Microfiltración
   3) Caries secundaria
   4) Factores que afectan la adaptación marginal

D) SENSIBILIDAD POST-OPERATORIA
E) ESTETICA
F) FACILIDAD DE MANEJO

A) BIOCOMPATIBILIDAD

Histológicamente, se han demostrado reacciones pulpares en restauraciones con resinas compuestas que pueden ser causadas por diversos factores, desde trauma durante la preparación, infección bacteriana y efectos tóxicos del material. Por otra parte, el efecto acumulado de estos factores depende de la resistencia y reacción de los tejidos involucrados, además de que no es posible que un factor en particular, cause reacciones pulpares adversas despues de la colocación del material restaurativo.

Se considera que el principal problema biológico relacionado con la dentina y la pulpa, es la vida microbiana debajo de las restauraciones. Esto se encuentra relacionado con los fluidos hidrodinámicos, alrededor de estas restauraciones y las hendiduras por contracción entre el diente y la restauración (Fig. 1).

En un diente con pulpa vital, existe un movimiento lento hacia el exterior de los líquidos tisulares en los túbulos dentinarios, en especial, areas con ausencia de dentina secundaria irregular, cercanas a la pared pulpar y a la dentina expuesta sensible a estímulos externos (sondeado, fresado, ráfagas de aire). Estos estímulos remueven los líquidos tisulares movilizando fuerzas capilares, convirtiéndose en un fluido rápido pudiendo deformarse las terminaciones nerviosas presentes en la pulpa y en los túbulos.

Fig. 1 Bacterias del tipo de los cocos se observan invadiendo a la dentina a través de una fisura en la unión amelo-dentinaria.

La dentina sensible indica que los túbulos estan abiertos a la pulpa, siendo accesible a estímulos que provoquen dolor, debido a productos tóxicos y a bacterias.

La superficie de la dentina humedecida por el líquido tisular, dificultan la adhesión entre la resina o el cemento sellador, y la dentina. Estos se complica, ya sea que, las resinas compuestas sufren cierta contracción durante su colocación. La contracción principalmente, sucede durante los primeros 10 minutos despues de su incersión, formándose un espacio de 5 a 20 micrones de largo, y si comparamos, muchos microorganismos miden cerca de un micron. El espacio se llenará rápidamente con líquido dentinal, saliva, o líquido crevicular, si la fisura se encuentra en el márgen cervical.

Una de las complicaciones es que la bacteria puede penetrar fácilmente dentro de la fisura y hasta los túbulos dentinales, si estos se encuentran abiertos. Además, la multiplicación de la bacteria dentro del líquido que ocupa la fisura, así como los productos tóxicos producidos tanto por bacterias vivas y muertas, ocasionan un serio problema.

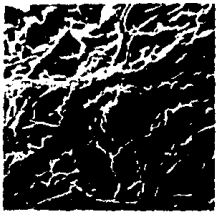


Fig. 2. Una capa de bacteria se observa adherida a la dentina, así como bacterias en algunos túbulos.

Las bacterias pueden penetrar desde la superficie del diente, pero se ha encontrado, que pueden multiplicarse de microbios sencillos atrapados y protegidos por la capa residual de dentina cortada. Esto sugiere que la mayor parte de la capa debe ser removida y sellada, los túbulos dentinarios abiertos son previamente tratados con un antiséptico, que facilita la desecación de la cavidad antes de colocar un recubrimiento indirecto.

En cortes histológicos, se ha observado una capa de microorganismos debajo de la restauración cercana a la superficie de la dentina, establecidos en la capa residual de dentina cortada.Sin embargo, antes de seccionar el diente en el laboratorio, la restauración de resina es removida y la capa demicroorganismos es observada, tanto en la capa residual de dentina cortada, como en la superficie interna de la restauración Fig. 3).

Fig. 3. Cocos y filamentos en la superficie interna de una restauración con resina compuesta.

A veces, toda la capa de microorganismos es separada de la cavidad, y no se observan dentro de los túbulos dentinarios, debido a la presencia de selladores en la entrada de los túbulos. Es-

ta es una de las razones por las que no siempre, existe una relación entre la inflamación pulpar y la presencia de bacterias en las paredes de la cavidad. Por otro lado, las bacterias pueden estar presentes sin que se observe una inflamación, debido a la presencia de dentina atubular irregular que bloquea las terminaciones pulpares, de manera que las toxinas no alcanzan la pulpa. En experimentos, esta dentina reparadora tarda de 2 a 3 meses en desarrollárse en el hombre (Fig. 6).

Fig. 4.
A = Cavidad.
B = Grosor de la dentina remanente (1.7).
C = Formación de dentina de reparación.
N = Pulpa normal.

Brannstrom, dice que "la infección es la mayor amenaza contra la pulpa, despues de colocar la restauración.

En la Escuela Dental de Tokio, se realizó un estudio (Mariko Ohya-Misu, 1985), con un nuevo sistema de resinas compuestas llamado "Clearfil Bond System F", el cual ha reportado tener adherencia a la dentina y al esmalte, para determinar su penetración bacteriana y su acción a tejido pulpar.

Los dientes estudiados fueron observados clínicamente en varios intervalos post-operatorios, y todos fueron extraídos para su evaluación histológica.

Se observó que los casos con crecimiento o penetración de microorganismos, mostraron células de infiltración o supuración. Sin embargo, la profundidad de penetración no fue paralelo a la severidad de la inflamación. No se encontró diferencia entra el crecimiento y la penetración de los microorganismos.

1. Reacción pulpar:

Se ha observado que la respuesta de la pulpa hacia las resinas compuestas varía entre ninguna, ligera y moderada; y en estudios realizados individualmente con ocho distintos componentes de las resinas compuestas, no se presentaron reacciones pulpares significativas.

No obstante, la pérdida de dentina peritubular despues del acondicionamiento con ácido, ya sea cítrico (limpiadores de la cavidad) o fosfórico, producen un ensanchamiento de los túbulos dentinarios. La extensión de la respuesta inflamatoria que se produce en la pulpa despues del acondicionamiento con ácido está en relación con el espesor de dentina remanente, y se recomienda que se de un grosor mínimo de 2 mm.. El ácido fosfórico no puede alcanzar la pulpa por si solo, pero es posible crear una respuesta, por medio de las extensiones citoplasmáticas de los odontoblastos de la dentina (Fig. 5).

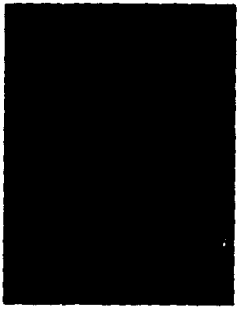


Fig. 5.
A = Cavidad.
B = Grosor de la dentina remanente (1.8).
C = Formación de dentina de reparación.
D = Hiperemia.
E = Células de infiltración.

La respuesta inflamatoria pulpar, suele complicarse con la colocación de la resina compuesta. Se ha demostrado que la resina compuesta penetra varias micras en los túbulos dentinarios grabados con ácido, involucrando la formación de una respuesta pulpar, así como, el atrapamiento de las bacterias en los túbulos dentinarios.

2.- Reacciones alérgicas:

Tradicionalmente, se ha considerado la existencia de un pequeño porcentaje de pacientes que presentan alergia al poli-metacrilato de metilo, presente en algunos tipos de resinas acrílicas, en las que constituye al polímero, al monómero, al peróxido de benzoilo, a los pigmentos, o a cualquier otro componente de las mismas. En general, este tipo de compuestos, solo se encuentran en grandes cantidades (0.5 %), en una protesis total, siendo escaso en las resinas compuestas utilizadas generalmente. Pese a que la concentración de estos alergenos, es menor en la resina compuesta, tambien puede desencadenar alguna reacción alérgica (principalmente dérmica), en los pacientes susceptibles, principalmente cuando aún no han sido polimerizadas.

Si se presenta, el caso de algún paciente alérgico que sufre alguna reacción por contacto con estos compuestos, hay que lavar abundantemente con agua, y vigilar cualquier reacción secundaria; en caso de ser necesario, prescribir algún antihistamínico.

B) RESISTENCIA A LA PERDIDA DE SUBSTANCIA.

El desgaste excesivo, es la limitación física más seria y el principal factor, por lo que el uso de las resinas compuestas ha sido restringido en cavidades Clase I y II, en donde están sujetas a grandes cargas oclusales, así como a la acción abrasiva durante la masticación (Fig. 6).

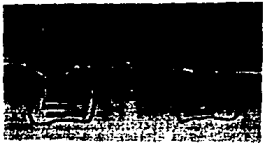


Fig. 6.
Determinación de la pérdida del material, por medio de modelos de estudio.

Los factores extrínsecos e intrínsecos que influyen a la pérdida de substancia de las restauraciones con resina compuesta son:

1.- Extrínsecos:

a) El bruxismo, incrementa la abrasión por el contacto con dientes antagonistas.
b) Alimentos que contengan partículas duras (ej. semillas).
c) Solventes en los alimentos (ej. etanol, incrementa el efecto abrasivo).
d) Una higiene deficiente, incrementa la formación de ácidos con la subsecuente disolución rápida de la resina.
e) Los cambios extremos de temperatura, causan micro-fracturas resultando una reducción en la resistencia.
f) La absorción de agua, disminuye la resistencia como resultado de una degradación hidrolítica de las partículas del relleno.

2.- Intrínsecos:

a) El alto contenido de partículas de relleno, con alto contenido inorgánico, mejora las propiedades físicas del compuesto. Pero, la calidad de los microrellenos con bajo contenido inorgánico, parecen tener características desfavorables.
b) El aumento de partículas de relleno duras, y un mayor grado de conversión de la matriz de la resina, mejora la resistencia al desgaste.
c) Los compuestos foto-polimerizables, parecen ser más resistentes, que los auto-polimerizables, principalmente por la poca cantidad de microporosidades.
d) El desgaste del compuesto, recae en la pérdida de partículas de la matriz. Una mayor y mejor adhesión entre las partículas y la matriz, mejoraría la resistencia a la erosión.

El valorar la resistencia al desgaste de los materiales restaurativos, ha sido objeto de muchos estudios clínicos y de laboratorio, aunque frecuentemente, los datos cualitativos y cuantitativos, in vitro e in vivo, no concuerdan. Las pruebas clínicas de mayor periodo de duración, serán las más confiables y la prueba final, en la boca del paciente.

En general, se han tomado dos valores para promediar la pérdida de volumen, de toda la superficie oclusal de una restauración: 1) la mayoría absoluta de pérdida de substancia, en el centro del área de punto de contacto, llamada Zona de Atrición; y 2) el valor relativo al azar de alguna área de contacto libre, llamada Zona de Abrasión o de Masticación.

La atrición, es la pérdida de substancia con la formación de facetas de desgaste, como resultado del contacto directo del diente durante la oclusión céntrica.

La abrasión, es el desgaste causado por procedimientos de higiene oral o por la masticación de alimentos, sin el contacto directo entre la restauración y el antagonista correspondiente.

De este modo, se ha hecho una distinción entre dos zonas de desgaste diferentes. En la zona de atrición, la fatiga, adhesión, desintegración química y abrasión, son considerados como los más destructivos. En la zona de abrasión, las fuerzas son generalmente más débiles y menos destructivas.

Los procesos de desgaste predominantes en un ambiente fisiológico, no han sido establecidos, debido a la complejidad del ambiente en cavidad oral, el cual consiste de líquidos cuya composición y pH cambian constantemente, así como las condiciones térmicas, y las fuerzas mecánicas ejercidas durante la masticación, cepillado de los dientes y bruxismo. Probablemente y bajo esas condiciones, varios procesos de desgaste se encuentran activos.

Se distinguen cuatro tipos básicos de desgaste, las cuales interactúan, siendo imposible separar sus efectos individuales:

a) Corrosivo.
b) Fatiga.
c) Abrasivo.
d) Adhesivo.

a) El agente corrosivo, se define como la remoción por reacción de la desintegración de productos químicos, por acción mecánica. Dependiendo del compuesto en prueba, despues de tres meses a dos años, la desintegración química puede llegar a ser el principal factor de desgaste.

b) Un desgaste por fatiga, se observa en sistemas donde la presión es constante y a gran escala. Considerando, la tensión natural ejercida durante la oclusión céntrica, este tipo de desgaste es de importante aplicación dental.

c) Del desgaste abrasivo, resulta un surco entre un material áspero y duro, contra un material suave, como un sistema de dos a tres cuerpos (como una lima contra el acero), o cuando partículas granulosas y duras se encuentran entre dos superficies corredizas.

d) El desgaste adhesivo, ocurre entre superficies corredizas uniformes y duras, como resultado de la fragmentación causada por verdaderas fuerzas adhesivas, entre áreas de contacto ásperas de materiales en contacto corredizo. Los fragmentos pueden transferirse de una superficie a otra, o convertirse en partículas de desgaste perdidas.

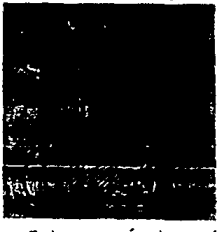


Fig. 7. Arriba: Después de colocarse la restauración.
Abajo: Unos años después.

Estos parámetros juegan diferentes roles, dependiendo del tipo de material del que se trate, así tenemos, que pueden variar la composición del relleno, la forma y tamaño de las partículas del relleno y la distribución o compresión que puede ser muy importante y determinante en el mecanismo de desgaste abrasivo.

1) Mecanismos de desgaste de las resinas compuestas convencionales.

El desgaste de las restauraciones posteriores con resinas compuestas convencionales, ha sido descrito como un proceso donde, la exfoliación de las partículas inorgánicas del material de relleno, se suceden por el continuo desgaste de la matriz de la resina. Esta micro abrasión del polímero de la matriz, ocurre bajo presión y acción abrasiva de los alimentos, causando exposición de las partículas del relleno, sujetándolas a mayor presión mecánica y desalojamiento de las partículas. Las partículas inorgánicas del relleno, solo serán desgastadas, cuando el abrasivo sea más duro que el propio relleno (Fig. 8).

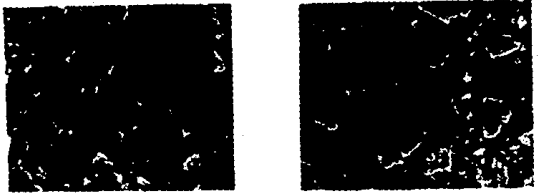


Fig. 8: a) Superficie de un compuesto con partículas inorgánicas "difusas" cubiertas por polímero. b) Misma superficie, después de exponerla a la luz y al agua. Nótese las partículas expuestas del relleno.

La fatiga mecánica, puede ser una característica muy importante de desgaste. Por el movimiento de los dientes durante la masticación, presiones cíclicas, debido a la carga y descarga, pueden iniciar y propagar líneas de fractura microscópicas, al igual que las fuerzas tensiles, entre la matriz y el relleno, iniciados por enormes diferencias en el coeficiente de expansión térmica. Durante mucho, puede no haber cambios microscópicos del material, pero cuando la superficie se

encuentre lo suficientemente estrellada y debilitada, los fragmentos podrán ser removidos por procesos de abrasión y adhesión. Esto forma fallas o grietas susceptibles a daño posterior.

La separación de los agentes de acoplamiento del silano, utilizado para cubrir cada partícula del relleno, puede ser otro factor. Aparentemente, la interfase entre el relleno y la resina es la unión más débil. Pero debido a la penetración o absorción de agua en la interfase resina/relleno, el adhesivo degenera a la vez. Bajo presión y acción de los alimentos, las partículas del relleno se desintegran (Fig. 9).

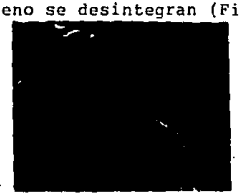


Fig. 9.

El deterioro aumenta en el módulo de elasticidad, por una mala unión entre el relleno y la resina. Los compuestos convencionales, no son homogéneos y la ventaja de incluir relleno extremadamente duros, es mínimo. El desgaste de las superficies oclusales, es generalmente más uniforme que localizado.

La inadecuada resistencia al desgaste, desalentó el uso de resinas compuestas convencionales, como material restaurativo posterior.

2) Mecanismo de desgaste de las resinas compuestas con microrelleno.

Se ha reportado, que las resinas compuestas con microrelleno, presentan una superficie lisa, estable y una resistencia al desgaste, inalcanzado por los compuestos anteriores, aumentando la durabilidad a la fricción de materiales abrasivos, contra la restauración; y el efecto abrasivo en la superficie topo

gráfica.

El término de microrelleno, se aplica a rellenos inorgánicos, obtenidos por precipitación o condensación de partículas de 0.1 a 0.04 micrones, 250 veces más pequeño que el de los compuestos convencionales. Presentan una superficie más homogénea (fig. 10), su aspereza no es mayor al de las más grandes partículas de relleno retenibles, reduciendo la fricción de materiales abrasivos contra la restauración, y por lo tanto, sobre la superficie topográfica (forma anatómica).

Fig. 10. Partícula orgánica de una resina con microrelleno.

Teóricamente, pueden ser considerados como protectores de la matriz del relleno. La matriz de la resina de los compuestos se desgasta, al mismo grado generalmente e independientemente de la distancia entre la partícula y el relleno. Se ha observado, que existe una protección efectiva de la matriz, en partículas cuya distancia es menor a 0.1 micrones aproximadamente, y esto se logra reduciendo el tamaño de las partículas del relleno. Por eso, se utilizan partículas ultrafinas de Si 02, como relleno cuyo tamaño varía entre 0.007 a 0.14 micrones.

En un estudio realizado, la abrasión resultante de la resina compuesta Estic MF, encaja en la teoría de reducción de la fricción y de relleno/protección de la matriz. Sin embargo, este bajo grado de abrasión es relativo, debido a que la expansión por absorción de agua, compensa en parte el proceso de desgaste. Algunos reportes, mencionan que la absorción de agua por los compuestos de microrelleno, se expanden fuera de la cavidad. El alto promedio de atrición, se debe al efecto de fatiga y la excesiva presión en puntos céntricos, ocasionando micro-fracturas y pérdida del polímero (Fig. 11).

Fig. 11. Desgaste marginal progresivo, de un compuesto de microrelleno. E = Esmalte, C = Compuesto.

Se ha probado que la matriz orgánica, en relación con el relleno inorgánico del adhesivo, no es compatible a las demandas funcionales. Puede mejorarse la copolimerización, utilizando partículas prepolimerizadas y reforzando la matriz.

3) Mecanismo de desgaste de las resinas compuestas híbridas.

La resina compuesta Miraupt, entre otras, es un producto de la mezcla de submicro partículas (0.04 micrones), y partículas convencionales de macrorelleno (15 micrones). El contenido del relleno, es del 80% por peso y consiste en un 7% de submicro partículas de sílice, y un 73% de cristales de bario. Observaciones realizadas con microscopio electrónico, mostraron que las partículas se perfilan igual que la matriz circundante, lo que indica que la durabilidad del compuesto, no estriba en el mayor o menor volumen del relleno. La durabilidad del compuesto se debe probablemente, al mejoramiento de las propiedades convencionales de retención del relleno, más que a la matriza en sí (Fig. 12).

Fig. 12. Partículas de sílice, mostrando una superficie rugosa, mejorando la micro-retención mecánica.

Los cristales radiopacos de bario (KHN 530), son suaves como los cristales de cuarzo convencional (KHN 820). Desde que el coeficiente de durabilidad de la matriz y las partículas de relleno, son más homogéneos, existe la posiblidad de que estos nuevos materiales ofrezcan mayor durabilidad en dientes posteriores que sus predecesores. Con el uso de pequeños macrorellenos de aproximadamente 1 micrón, pueden esperarse mayores mejorías del material.

Un estudio realizado con un resina compuesta híbrida, demostró que el uso de cargas de cristales grandes (cristales de Si O2 y Ba O), fue similar al de la amalgama dental, despues de 24 y 28 meses de servicio (Figs. 13 y 14).

Fig. 14. Superficie oclusal de un molar. a) 0 meses. b) 24 meses.

Fig. 15. Superficie oclusal de un molar. a) 0 meses. b) 28 meses.

4) Porosidad

La porosidad, influye en la erosión del material, ya sea, durante la manipulación o de la pasta en sí, y contribuye a la degradación de ciertas propiedades como: la rigidez, absorción de agua y un gran potencial de decoloración de la superficie.

La necesidad de mezclar dos pastas de una resina compuesta, que es activada químicamente, para su polimerización, causa porosidad del material. Esto, se debe a que hay atrapamiento de burbujas de aire, durante la mezcla. Se ha reportado, que la superficie de las porosidades varía de 0.8% a 47% y el volumen de 3% a 28%

Por otro lado, en los sistemas de resina compuesta foto-polimerizable, se ha reportado, que se encuentran total o parcialmente libres de burbujas de aire. El efecto de atrapamiento de burbujas de aire, se demostró, mezclando dos pastas de este sistema (auto-polimerizable), y lueho foto-polimerizable. Se obtuvo reducción de porosidades, en cuanto a cantidad y tamaño, cuando se aplicaron con jeringas, en lugar de empacarlos en masa.

Los espacios que estan por debajo de la superficie, pueden convertirse en puntos localizados de menor resistencia a la compresión. Estos defectos son un factor de menor durabilidad en restauraciones posteriores, principalmente en las resinas compuestas activadas químicamente.

5) Fatiga y Fractura.

Las fracturas, se describen como, una fuerza que es aplicada, alrededor de un área previamente fisurada, y propagándose catastróficamente. Goldman (1984), ha sugerido que la durabilidad puede ser modelada por un proceso de fatiga, en donde a menor presión, el efecto del tamaño de la grieta (ao), domina sobre la intensidad de la presión (kic). Como resultado, los materiales con un valor menor a (ao), como los que están parcialmente libres de burbujas de aire, o con partículas de relleno pequeñas, están

predecidas a tener una vida más prolongada, debido a su gran resistencia al desgaste. A grandes presiones, la magnitud de kic, domina al modelo de fatiga ya descrito, resultando que los rellenos con partículas rugosas, tienen mayor tiempo de duración.

Se encontró que la fuerza de la fractura (Gic), y la implicación del kic disminuía, mientras que el entrecruzamiento del poli(metil metacrilato), y la cadena de otros polímeros aumentaba. Estos se ha observado, y el kic para la resina sin relleno BIS-GMA, es menor a la del poli(metil metacrilato). Basándose en estas observaciones, el modelo de fatiga de Goldman puede predecir que el entrecruzamiento debe reducir la duración de la fatiga, bajo ciclos de presiones elevadas. Broutman y Mc Garry (1965), han observado que (ao), disminuye el entrecruzamiento.

Los daños inducidos químicamente, comprenden dos mecanismos: 1) Daño a la matriz de polímero; y 2) al relleno inorgánico. Las causas que dañan a la matriz del polímero, son líquidos orgánicos y alimentos. La dureza de la superficie disminuye por el daño y se inicia la pérdida de la substancia. El daño al relleno es provocado por líquidos intraorales ácidos y agua, atacando y destruyendo la interfase del polímero.

Para reducir estos daños, se han sugerido métodos que aumenten la durabilidad, incrementando el grado de polimerización de la matriz del polímero, utilizando cadenas más flexibles. Otra alternativa, sería disminuyendo la fuerza cohesiva en la densidad del polímero, produciendo una mala unión termodinámica entre el polímero y los líquidos orgánicos intraorales. Otras posibilidades incluyen el mejoramiento en el acoplamiento químico de cristales con microporos y cristales compactos.

Karl F. Leinfelder y colaboradores (1986), realizaron un estudio para determinar la durabilidad de nueve resinas compuestas para posteriores durante un período de tres años. El metodo de evaluación cuantitativo (directo e indirecto), demostró que la durabilidad disminuyó con el tiempo.

El problema de erosión se relaciona con las características del material. Las resinas compuestas evaluadas, polimerizan con diferentes métodos, varían en cuanto a la naturaleza de las partículas, tamaño, dureza y concentración.

Compuesto	Polimerización	Relleno		
		Tipo	%	tamaño (micrones)
Ful-fil	foto-polimerizable.	Bario	77	1 a 5
X-55	foto-polimerizable.	Bario/litio silicato de aluminio	76	1 a 5
H-120	foto-polimerizable.	Bario	57	1 a 5
Occlusin	foto-polimerizable.	Bario	86	1 a 5
Lumifor	foto-polimerizable.	Silicato de bario-aluminio	76.5	1 a 3
P-10	auto-polimerizable.	Cuarzo	87	1 a 5
P-30	foto-polimerizable.	Cristales de zinc	85	1 a 5
P-50	foto-polimerizable.	Zirconita sílica	85	1 a 3

Tabla 1.

Los resultados del método directo e indirecto, se muestran en la Tabla 2.

	Tiempo (años)				
Material	.0	.5	1.0	2.0	3.0
Ful-fil	100	98	93	68	49
X-55	99	90	83	71	44
H-120	100	91	63	46	
P-10	100	90	80	64	59
P-30	100	84	74	59	
Occlusin	100	99	80	63	

Tabla 2. Porcentajes de desgaste.

El desgaste oclusal en micrones se muestra en la Tabla 3.

	Tiempo (años)				
Material	.0	.5	1.0	2.0	3.0
Ful-fil	0	47	86	86	101
X-55	0	77	93	103	122
H-120	0	84	118	131	
P-10	0	81	111	140	149
P-30	0	89	131	178	
Occlusin	0	37	56		

Tabla 3. Desgaste oclusal.

Para determinar la pérdida de la forma anatómica, la mayoría de los estudios clínicos indican que al cabo de un año, el ángulo cavo superficial es indetectable. Al final del segundo año, se observó un pequeño aumento en el desgaste. En el método directo, la detección del ángulo cavo superficial pudo ser observado debido a que se presento una exposición de 150 a 175 micrones. Goldberg y colaboradores, reportaron que el grado de durabilidad, decrece en función del tiempo.

Existen varias razones , como el contorneado y terminado de la superficie oclusal, que requieren de técnicas con instrumentos rotatorios de alta velocidad, que generan líneas de fractura, que se extienden de 50 micrones o más, sobre y debajo de la restauración.

6) Resistencia compresiva.

Las primeras resinas acrílicas tenían muy poca resistencia, por la falta de microrelleno (770 Kg/cm2).

Al aparecer las primeras resinas compuestas, la resistencia aumentó considerablemente (1 900 kg/cm2), pero aún no eran lo suficientemente resistente, como para ser colocados en caras oclusales. Las resinas compuestas actuales, debido a la presencia de microrellenos, han alcanzado una mayor dureza y resistencia (de 3 000 a más de 4 000 kg/cm2), por lo que tienen una mayor utilidad clínica.

Los compuestos de macrorelleno, tienen menor resistencia compresiva, que los compuestos de microrelleno (Fig. 15).

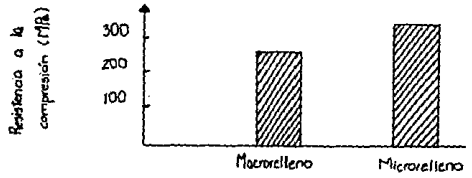


FIG. 15

7) Resistencia a la tensión.

Los compuestos de microrelleno, tienen menor resistencia a la tensión que los compuestos de macrorelleno (Fig. 16). Los compuestos de microrelleno presentan fatiga a la tensión, a nivel de la matriz de la resina. Estudios realizados por Mazer, Leinfelder & Russel (1989), determinaron el promedio de fatiga a la tensión de aproximadamente 2.5 micrones por mes, después de más de 2 años de investigación.

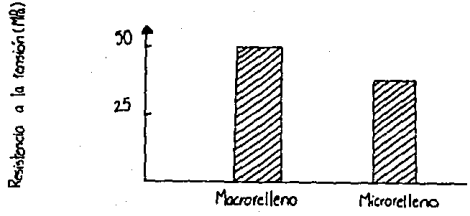


Fig. 16.

C) INTEGRIDAD MARGINAL.

La integridad marginal, es otro requerimiento distinto al de pérdida de substancia, y que puede ser considerado como un problema de interfase. Una inadecuada adaptación trae como consecuencia microfiltraciones, y la posible formación de caries secundaria entre el tejido dentario adyacente y la restauración. Por lo que se requiere de propiedades físicas y químicas adecuadas del material restaurativo, así como, de un buen manejo clínico.

Una adaptación marginal inadecuada, puede ser el resultado de la combinación de tres posiblidades: 1) contracción durante la polimerización, cercana al centro de la masa; 2) falta de adaptación mecánica del material, hacia las paredes de la cavidad; y 3) la preparación de la cavidad, inadecuada para mante-

ner la adhesión del material restaurativo. Cuando se aplica un compuesto en una cavidad, las fuerzas de la polimerización tienden a desalojar el material fuera de las paredes de la cavidad (Fig. 17). Cuanto más rápido surja el adhesivo ideal, las fuerzas de la contracción se neutralizaran, y los espacios marginales serán menores.

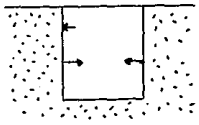


Fig. 17.

Así mismo, la polimerización, la absorción de agua, y la expansión, pueden provocar defectos en el márgen. La absorción de agua, como agente corrosivo, da una mayor viscosidad al material, debilitando la matriz de la interfase. La expansión localizada en la interfase del relleno y del adhesivo, preceden a una destrucción hidrolítica.

1) Contracción durante la polimerización.

La contracción de estos materiales ocurre durante su proceso de polimerización, y es uno de los factores que determinan la durabilidad de la restauración.

La prematura pérdida de substancia, en la superficie de la restauración con resina compuesta, es muy similar al resultado de fuerzas internas, a lo largo de la interfase de las partículas de la matriz, debido a la contracción durante la polimerización (Fig. 18).

Fig. 18. Vectores de fuerzas internas en un compuesto, que resultan de la contracción de la matriz y del relleno.

Existe adhesión en la interfase de las partículas de relleno y la matriz, para obtener un material estable, de volumen adhesivo entre la restauración y las paredes de la cavidad, por razones de retención y asegurar un sellado marginal. Puede lograrse una mayor adhesividad de las paredes de la cavidad, mediante pastas más viscosas, y un agente adhesivo que resista todas las cargas; como por ejemplo, las provocadas por la polimerización. Entre más superficial sea la cavidad, mayor posibilidad de menor contracción.

Las partículas del relleno, poseen un módulo alto de elasticidad que tiende a minimizar la contracción. Sin embargo, no previenen las fuerzas internas del material (Fig. 19).

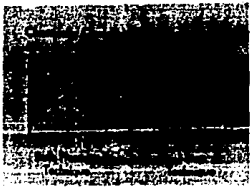


Fig. 19. Vectores de contracción durante la auto y foto polimerización de los compuestos. Técnica a un paso.

En muchos casos, el fracaso adhesivo y cohesivo dan como resultado, espacios o líneas de fractura dentro de la fase de la resina.

Los cambios volumétricos han sido medidos con diferentes métodos, y se ha observado que el volumen de contracción va de 1.6% a 5.68%. Las resinas foto-polimerizables, poseen menor índice de contracción, la cual sucede en la superficie cercana a la fuente de luz, en cambio las resinas auto-polimerizables, la contracción ocurre hacia el centro del material.

Se ha sugerido que los espacios por contracción, ocurren en la superficie dentinaria, cuando no existe una adherencia de la resina compuesta hacia la dentina; pero con la presencia de un adhesivo dentinario, la resina compuesta fluirá durante la polimerización, obteniéndose una buena adaptación. También se ha demostrado, que la presión de la polimerización puede producir fracturas en el esmalte (Fig. 20), o extenderse fuera del márgen de la cavidad, provocando una mala adaptación y microfiltraciones.

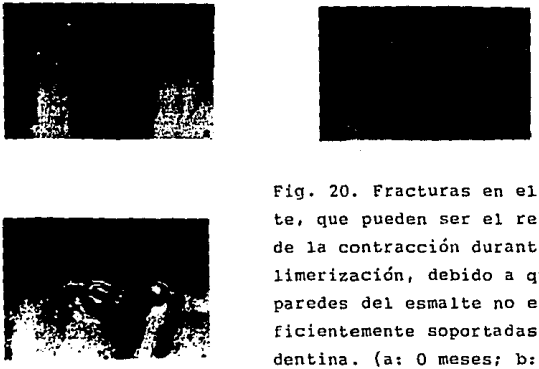
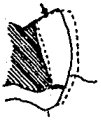
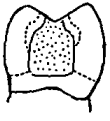


Fig. 20. Fracturas en el esmalte, que pueden ser el resultado de la contracción durante la polimerización, debido a que las paredes del esmalte no están suficientemente soportadas por dentina. (a: 0 meses; b: 6 meses; c: 12 meses).

Generalmente, son fracturas horizontales, entre el tercio medio y el tercio gingival del diente, en bucal y en lingual (Figs. 21 y 22). Las cúspides se fracturan inmediatamente después de la polimerización, aunque no sean percibidas por el odontólogo, pero el paciente puede reportar sensibilidad post-operatoria, dolor o malestar al masticar.





Figs. 21 y 22. Dibujo que muestra líneas de fractura, en una cavidad ancha y profunda, restaurada con resina compuesta.

Se cree que las fracturas son el resultado directo de las fuerza de la contracción, localizadas en las cúspides durante la polimerización de la resina compuesta.

Para reducir estas fuerzas, se ha sugerido una técnica incremental modificada foto-polimerizable: 1) primero, el tercio gingival; 2) segundo, el tercio medio; y 3) por último, el tercio oclusal. La Fig. 23, muestra esquemáticamente los pasos. La primera capa, se coloca en las cajas proximales, formando una vertiente con las paredes de la cavidad. La segunda, tercer y últimas capas, aumentan el número de polimerizaciones de manera buco-lingual. Esta técnica, reduce teóricamente, la cantidad de fuerzas contráctiles en esta dirección, así como las fuerzas gingivo-oclusales.

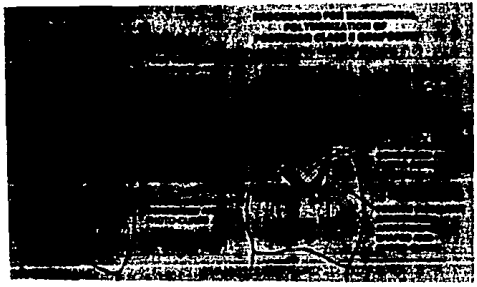


Fig. 23. Colocación paso por paso de un compuesto posterior. Cada incremento tiene por objeto, aumentar los segmentos foto-polimerizados, y reducir las fuerzas en dirección buco-lingual.

2) Microfiltración.

El riesgo de microfiltraciones, es mayor en dientes posteriores, ya que la restauración, es más extensa, más compleja y por consiguiente, se produce mayor contracción durante la polimerización. Además, las presiones iniciales y repetitivas van reduciendo la adhesión entre el material y la superficie del diente, especialmente, en el márgen cervical, en donde la reconstrucción firme y morfológicamente apropiada, del contacto proximal se dificulta.

El paso de fluídos, bacterias, moléculas o iones, y hasta aire, entre el material restaurativo y las paredes de la preparación, se define como microfiltración.

Los métodos utilizados para medir la microfiltración son: por medio de observación directa, con microscopio de luz, microscopio eléctronico, luz polarizada, radioisótopos, análisis por activación de neutrones, etc.; así como el termociclo, para asemejar las condiciones intraorales (Fig. 24).

Fig. 24. La flecha indica la lesión que se ha formado en la pared, como resultado de la microfiltración.

La filtración y decoloración marginal, fue reducida con el desarrollo de la técnica de grabado ácido del esmalte y agentes adhesivos de baja viscosidad, con sistemas de polimerización como los compuestos convencionales. así como con partículas finas que pueden ser fácilmente pulidas. Así mismo, se incrementó la propiedad hidrofóbica, que se define como: superficies que forman ángulos de contacto de más de 90 grados, con líquidos hidrofílicos, como el agua. La penetración marginal de saliva en la resina compuesta, es mayor de 130 grados y bajo estas condiciones, la capilaridad en lugar de incrementarse, se mantendrá entre el compuesto y la estructura dentaria, reduciéndose debido a la pequeña superficie libre del compuesto hidrofóbico.

Cuando el márgen del esmalte oclusal es biselado, los espacios formados durante la polimerización pueden ser reducidos, o eliminados, así como la microfiltración. La Fig. 25, ilustra una microfiltración mínima en una restauración posterior con resina compuesta, cuando se ha biselado el esmalte y utilizado un agente adhesivo a la dentina. Sin embargo, el espesor del esmalte en el tercio gingival es menor, por lo que es más difícil que se presente una microfiltración en esta área.

Fig. 25. a)

Fig. 25. b)

3) Caries secundaria.

Una de las consecuencias de la microfiltración, es la caries secundaria debajo de la restauración, y el subsecuente riesgo de involucrar a la pulpa debido al proceso carioso. Se ha observado que este tipo de caries se desarrolla con mayor frecuencia en el márgen cervical de la superficie proximal (Fig. 26), probablemente por la falta de condensación y contracción durante la polimerización. En algunos casos, se han llegado a observar espacios microscópicos en las restauraciones. Estas superficies retienen placa bacteriana y la superficie proximal adyacente queda expuesta al riesgo de desmineralización.

Fig. 26. Desarrollo de caries secundaria en una restauración con amalgama y con resina compuesta.

Mirja Varpio (1981), menciona que tanto una buena manipulación clínica del material y una técnica apropiada, con llevan a la obtención de restauraciones exitosas.

4) Factores que afectan la adaptación marginal.

Los principales factores que limitan las restauraciones con resinas compuestas en la región posterior, son la durabilidad y estabilidad insuficientes, la falta de radiopacidad adecuada, y la adaptación marginal inadecuada. La durabilidad bajo las fuerzas masticatorias, limitan su longevidad de dos a cinco

a cinco años. En contraste, la falta de adaptación marginal de estos materiales al márgen de la cavidad, puede ocasionar caries secundaria, así como problemas parodontales.

Desafortunadamente, hay una contracción que varía entre 1.5 a 3.0 Vol. % con todos los sistemas de resinas compuestas existentes. Esto provoca espacios entre la restauración y las paredes de la cavidad. Cuando se restauran cavidades convencionales Clase II para amalgama con resinas compuestas, los espacios se presentan frecuentemente a lo largo del ángulo gingivo-proximal.

Varios factores influyen en la calidad de un márgen adecuado entre el compuesto y los tejidos dentales:

Material	Preparación de la cavidad	Técnica
-Material restaurativo -agente adhesivo	-tamaño de la cavidad -diseño de la cavidad -configuración del ángulo cavo-superficial	-adhesión al esmalte -adhesión a dentina -aplicación del agente adhesivo -técnica de inserción -tipo de polimerización -técnica de terminado

D) SENSIBILIDAD POST-OPERATORIA.

La razón no ha sido totalmente aclarada, pero se han sugerido factores como: a) procedimientos en la técnica de grabado, b) toxicidad de la resina y de los agentes adhesivos, c) microfiltraciones por contracción y expansión del material bajo fuerzas oclusales y presión hidráulica.

E) ESTETICA.

Para el paciente, la estética y la función masticatoria adecuada es de suma importancia. La poca apariencia estética de las restauraciones metálicas, especilmente, cuando han sufrido corrosión, no serán aceptadas aunque mantengan su función.

A pesar de la buena estética de las resinas compuestas, estas presentan una alteración cromática y/o pigmentación.

Las resinas acrílicas sufren de una gran pigmentación, ya que, al carecer de microrelleno, tienen una superficie compuesta unicamente por matriz orgánica que se pigmenta facilmente.

Las resinas auto-polimerizables, también sufren de pigmentación por tener una superficie bastante rugosa, debido al tamaño de su partícula (aprox. 9 micras), que es más fácil de pulir.

Las resinas foto-polimerizables, presentan una superficie más tersa y homogénea, ya que su partícula es más pequeña (0.1 a 4 micras), por lo que disminuye la matriz orgánica expuesta.

Un factor muy importante que se debe vigilar para disminuir la posibilidad de pigmentación, es utilizar una adecuada técnica de pulido para lograr una mayor tersura y ajuste marginal.

Luce y Campbell, investigaron el índice de pigmentación en distintas marcas de resinas compuestas foto-polimerizables, utilizando cuatro elementos que favorecen la pigmentación dentaria (café, té, refrescos de cola y tabaco). Algunas resinas son más resistentes a los pigmentos que otras, pero en general, se ob-

servó que la bebida que más pigmenta, es el café, seguido en orden decreciente por el té, el refresco de cola y el tabaco. En este mismo estudio, se apreció que el tiempo de mayor riesgo de pigmentación de una restauración, es entre los 7 y 10 días; es recomendable indicar al paciente que se abstenga lo más posible de consumir estos productos durante este lapso de tiempo.

F) FACIL MANEJO.

Este procedimiento, indudablemente necesario, debido al tiempo necesario en todo tratamiento clínico, como por las propiedades físicas y químicas del material.

Este material es viscoso, a veces pegajoso, y no puede condensarse adecuadamente para formar un punto de contacto firme, de manera que se tienen que adoptar otros métodos como la separación de dientes antes y durante la preparación de la cavidad y la incersión del material restaurativo. Es más fácil, aplicar el material con una jeringa, pero esto no es siempre posible.

El uso de separadores o de instrumentos que no se adhieran al material, son necesarios para una adaptación propia del material.

CAPITULO II

RESINAS COMPUESTAS

Por motivos de estética personal, muchos pacientes se preocupan en gran medida por la apariencia de sus dientes, pasando por alto el valor de la función, remarcando la importancia de la apariencia.

Durante muchos años, el cemento de silicato fue el principal material empleado para este objetivo, pero han sido descartados por su poca resistencia a la solubilidad y desintegración en la boca.

En la actualidad, se utilizan sistemas a base de resinas: polímeros acrílicos (sin relleno) y polímeros de dimetacrilato que contengan agentes reforzantes inorgánicos (compuestos). Los polímeros acrílicos sin relleno, se introdujeron en 1945, y fueron mejorados. Los dimetacrilatos compuestos, se introdujeron alrededor de 1960, y su uso ha ido expandiéndose proporcionalmente al avance de su mejoramiento.

1.- Resinas compuestas convencionales.

Las desventajas de los acrílicos sin relleno, son el gran cambio dimensional con la temperatura, dando como resultado, percolación en los bordes, baja resistencia mecánica y rigidez; poca resistencia al desgaste y problemas con destrucción recurrente. Por esto, se trató de mejorar las cualidades de las restauraciones, y las resinas acrílicas han sido remplazadas en gran medida por las resinas compuestas. Este material es principalmente el resultado de las investigaciones realizadas por

R. L. Bowen en 1957. En la Tabla 1, se muestran las propiedades mecánicas entre el grupo de los compuestos. Además, se disminuyó el coeficiente de expansión térmica, reducción drástica en el grado de solubilidad y un pH aceptable, en comparación con los silicatos.

Propiedades	Silicatos	Resinas s/relleno	Compuestos tradicionales
Fuerza compresiva (MPa).	186 - 207	71.7	210 - 290
Fuerza tensil (MPa).	13	22.8	35 - 55
Módulo de elasticidad (MPa).	25 000	2 340	8 000 - 16 000
Dureza (KHN).	65	16-20	50 - 55
Coeficiente de expansión térmica x 10-6/grados C.	7.6	80-90	26 - 40
Contracción de la polimerización Vol %	-	5.2	1.2 - 2.1
Solubilidad (mg/cm2) al agua	3.5	0.23	0.01 - 0.06

Tabla 1. Propiedades físicas y mecánicas.

Un compuesto es por definición, un material en el que existen enlaces interatómicos o moleculares entre las partículas del relleno y la matriz. Un material compuesto para restauraciones dentales, es aquel en el que se agrega un relleno inorgánico a una matriz de la resina (Fig. 27). Actualmente, gran parte de los materiales compuestos emplean como matriz, a la molécula de BIS-GMA (dimetacrilato de glicidilo), que es el monómero de dime

tacrilato sintetizado por la reacción entre el bisfenol A y el metacrilato de glicidilo. El material resultante, es un líquido viscoso de peso molecular moderado. Esta reacción es catalizada por un sistema de peróxido y aminas.

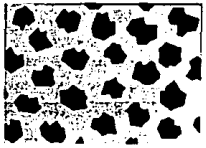


Fig. 27. Resina compuesta convencional. El dibujo muestra la matriz orgánica y los macro-rellenos convencionales.

Algunas modificaciones de las resinas BIS-GMA, son las fabricadas con dimetacrilato de uretano. Entre los materiales inorgánicos para el relleno, se encuentran partículas molidas de sílice fundido, cuarzo cristalino o vidrio de silicato bórico (Fig. 28). Estas partículas con un diámetro promedio de 8 a 15 micrones y en los tipos de resina para Clase II son de 3 a 5 micrones, estos forman el 70 u 80% del material. Solo los materiales que contengan suficiente bario u otros vidrios de metales pesados, serán opácos a los rayos X. El gran contenido de relleno y la química diferente de la matriz de resina reducen en forma importante el coeficiente de expansión térmica, la contracción por polimerización y aumentan la dureza.

Fig. 28. Estructura del relleno de una resina compuesta convencional.

Se obtuvieron propiedades satisfactorias de la pasta resultante:

a) Por un control adecuado del tamaño y distribución de las partículas.
b) Controlando la viscosidad de la molécula BIS-GMA, con diluyentes de monómero, como el metacrilato de metilo, dimetacrilato glicol etilen y tetraetilen.
c) Utilizando benzoyl-peroxide-dimethyl-p-toluidine en la polimerización.

Se lograron propiedades físicas adecuadas, por medio de rellenos de alto peso molecular y acoplamiento de agentes silane, para mejorar la adhesión entre el relleno inorgánico y la matriz de la resina, así como insolubilidad al agua.

La presentación de estos materiales, es en forma de polvo-líquido, pasta-líquido o pasta-pasta. La polimerización de estas fórmulas suele realizarse mediante un iniciador y un acelerador.

Monómero

La mayoría de estos materiales se basan en el monómero de dimetacrilato (BIS-GMA), que es superior al metacrilato de metilo por su tamaño molecular grande, su estructura química, menor volatilidad, menor contracción durante la polimerización, endurecimiento rápido, formando una resina rígida y fuerte.

Para ajustar su viscosidad, se añaden dimetacrilatos de bajo peso molecular, como el dietgylene glycol dimetacrilato y el triethylene glycol dimetacrilato (TEGDM). Una fórmula común sería 75% de BIS-GMA y 25% de TEGDM.

La estructura química y polaridad de este diluyente, afecta las propiedades finales de la resina; por ejemplo, la contracción, la absorción de agua, las propiedades mecánicas y la insaturación residual. Si la proporción de BIS-GMA en la composición es mayor, mayor será la insaturación residual. Esto se relaciona con la mayor durabilidad de la resina.

Sistema de polimerización.

De los dos componentes de los materiales químicamente polimerizables, una de las pastas (o el polvo), contiene el iniciador o catalizador, que generalmente es peróxido de benzoilo (1 a 2% en el monómero), mezclado con polvo del polímero y un líquido plastificador como el dibutyl-phthalate, pero sin monómero.

En la otra pasta o líquido, el activador es una amina terciaria, comunmente, el di-hidroxietil-p-toluidin, dando una mejor estabilidad de color, que el tradicional dimetil-p-toluidin.

La polimerización, también puede ser activada mediante luz ultravioleta o luz visible. La composición de este tipo de materiales, utiliza iniciadores de radicales libres. Los polimerizables con luz ultravioleta contienen aproximadamente 1% de un sustituto de eter benzoin. Las lamparas utilizadas para la polimerización de estos materiales, emiten una longitud de onda de 340 a 380 nm., con la absorción específica por el iniciador cercanos a los 365 nm.. Los materiales foto-polimerizables, contienen 1.2 diketone como el benzil o camforquinona y una amina activadora como el di-metilaminoetil metacrilato. Para la polimerización de estos compuestos de una pasta, se utiliza luz visible (azul), con una longitud de onda de 470 nm. aproximadamente.

La eficacia de la polimerización de diferentes tipos de materiales foto-polimerizables, está regida por la fórmula y fuente utilizada, y el grado de polimerización depende de:

a) Las características de la fuente luminosa (por ejemplo, un foco nuevo dará mayor intensidad).
b) La distancia entre la fuente luminosa y la superficie de la restauración.
c) El tiempo de exposición.
d) Las características del sistema iniciador.

El desarrollo de fuentes luminosas de mayor intensidad permiten la polimerización del material, de por lo menos 2 mm. de profundidad en 10 a 20 segundos. La luz visible penetra mejor que la ultravioleta, pudiendo polimerizar al material con mayor profundidad, con mayor tiempo de exposición (más de 4 mm. después de 40 segundos). Debe tenerse preocupación de polimerizar todo el material de la cavidad, ya que el material no polimerizado reduce las propiedades mecánicas y la estabilidad del color.

Rellenos.

Los materiales BIS-GMA han sido formulados con proporciones elevadas de partículas muy duras, para proporcionar su dureza. Esa elevada proporción reduce la contracción volumétrica de la polimerización, que aumenta por la acumulación incremental de monómeros de bajo peso molecular, adicionados al BIS-GMA. Debido a la relación entre la filtración marginal y la expansión y contracción térmica; estos rellenos fueron se forman comunmente debido a la fusión de cuarzo de sílice o de cristales especiales, como el silicato de litio de aluminio, que posee un coeficiente negativo de expansión térmica o cercana al cero (Fig. 29).

Fig. 29. Partículas de cuarzo, utilizadas como relleno en compuestos dentales. Las partículas irregulares se caracterizan por sus bordes agudos y superficies granulosas, que sirven de retención a partículas más pequeñas.

En años recientes, los cristales de boro silicato y cristales radiopacos que contienen elementos como bario, estroncio y zinc, han sido sustituídos parcial o totalmente del relleno de sílice, utilizados en los productos más conocidos. Cerca del 65 al 85% del peso de ese mineral ha sido incorporado.

El volumen de partículas alargadas del duro relleno, se basan en el concepto de lograr una alta fuerza compresiva, resistente, mejorando la resistencia a la abrasión, así como los rellenos de partículas finas se desgastan más que las partículas rugosas. Sin embargo, la durabilidad y otras características mecánicas dependen de la distribución y tamaño de la partículas, la forma en que están comprimidas y su largo tamaño. La resina compuesta original de dos pastas, tendía a contener largas partículas (50 a 100 micrones), debido a la dificultad para pulverizar finamente al duro cuarzo. Los cristales de menor dureza, tendían a formar partículas de tamaño más fino. Desde que las partículas alargadas, especialmente de más de 20 micrones, tienen mayor dificultad para pulirse, por lo que la tendencia ha sido disminuir su tamaño.

Los compuestos dentales fueron aceptados universalmente, pero la eufória disminuyó con la práctica clínica, debido a que se observaron las siguientes desventajas:

a) Estética pobre.- El efecto de camuflaje, no cubrió todos los requisitos de color, ya que unicamente se disponía de un tono (color universal).
b) Adaptación marginal inadecuada.
c) Dificultades en el pulido, obteniéndose una superficie rugosa.
d) Falta de adhesión a la estructura dentaria.
e) Ocasionalmente, falta de estabilidad y pérdida anatómica.

Quizá por la rapidez del avance tecnológico, a pesar de estas objeciones, continua su uso y su permanencia en el mercado. La primera solución, fue la introducción de la técnica de grabado ácido del esmalte, y años más tarde, los sistemas de resina foto-polimerizables, con la ventaja en su diversidad de tonos.

2.- Resinas compuestas con microrelleno.

La principal característica de este compuesto, es su capacidad para ser pulido dejando una superficie extremadamente lisa, microscópicamente heterogénea.

Contiene una partícula de dióxido de sílice muy pequeña, como relleno; y el diametro promedio es de 0.1 a 0.04 micrones, menor que la longitud de onda de la luz. Estas partículas microfinas de sílice, pueden colocarse directamente en la pasta, aunque suelen combinarse previamente con el monómero (Fig. 30). Después, se polimeriza al monómero, pulverizándolo posteriormente y empleándolo como relleno total o parcial de una matriz de resina tradicional. Puede agregarse una pequeña cantidad de sílice coloidal a la matriz de la resina.

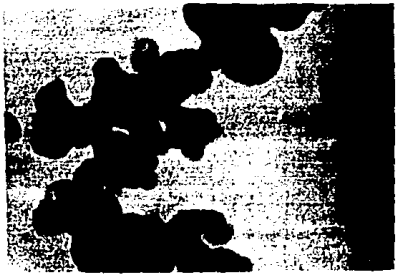


Fig. 30. Partículas esféricas con tendencia a formar aglomerados.

Para obtener una superficie muy tersa, las partículas de relleno de la resina polimerizada, se desgastan a la misma velocidad que la matriz (Fig. 31).

Fig. 31. Compuesto con microrelleno. El dibujo muestra la matriz orgánica y los microrellenos prepolimerizados.

Sin embargo, el porcentaje de peso del relleno, es más bajo que el de las resinas compuestas convencionales y los valores varían de 33 a 55%, debido a que el tamaño reducido de las partículas de sílice, aumentan el área superficial, reduciéndose la cantidad de relleno que puede incorporarse, presentando mayor contenido de resina (ver Fig. 9), por lo que son más blandas , tienen un mayor índice de expansión térmica, pueden absorber más agua, aunque, tienen mayor estabilidad de color (Tabla 2).

Tabla 2.

GRUPO (meses)	% Convencional	CO % Microrelleno
0 - 6	86.5	86
7 - 12	64.2	74.6
13 - 18	64	71

Estabilidad del color de restauraciones con resina convencional y con microrelleno.
CO: Perfecta estabilidad de color.

Los primeros materiales con microrelleno, contenían sólo un 25%, que era incorporado al monómero y polimerizado. Este polímero pulverizado, se utilizaba para formar una psta con la adición del monómero. Se han producido materiales que contienen un 45% a 50% de microrelleno (ej., Isopasta, Estic Microfil, Silar, Durafill) y 66% de microrellenos (Visio-Dispers), así como pueden encontrarse ambos sistemas: químico y foto-polimerizables.

Dreyer Jorgensen (1978), ha postulado que una mayor resistencia al desgaste puede ser posible, si la separación entre las partículas de relleno es menor a 0.1 micrones, de tal manera, que la resina blanda esta protegida de la abrasión.

Lutz (1980), ha analizado el uso de resinas compuestas con microrelleno en dientes posteriores, y concluyó que este tipo de compuestos no pueden ser utilizados en restauraciones posteriores, debido a la inadecuada estabilidad de forma, e insuficiente resistencia al desgaste, en comparación a la amalgama (Figs. 32 y 33) (Tabla 3).

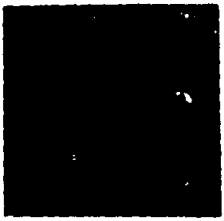


Fig. 32. Restauración Clase II, con una resina con microrelleno inmediatamente después del terminado y pulido. Nótese la apariencia de una superficie suave

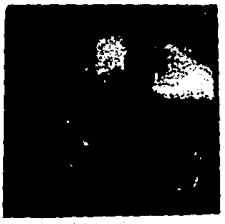


Fig. 33. Misma restauración después de 12 meses. Nótese que la suavidad persiste o se ha incrementado después de ese lapso.

GRUPO (meses)	RO % Convencional	RO % Microrelleno
0 - 6	84	74.5
7 - 12	75.5	61
13 - 18	85.5	50

Tabla 3. RO: Adaptación marginal perfecta.

3.- Resinas compuestas híbridas.

A pesar de la superficie lisa, mejor estabilidad de color, resistencia al desgaste, mayor estabilidad anatómica, y en algunos casos radiopacidad, se decidió no reemplazar amalgamas por resinas compuestas microfinas, por su escaso comportamiento clínico durante el periódo de evaluación.

Cuando empezaron a reportarse, la utilización de resinas compuestas en cavidades Clase II, se descubrió que ni el material, ni la técnica de colocación, se adaptaban entre sí. Una resina compuesta, en contraste con la amalgama, es mucho más viscosa, pegajosa y carece de afinidad al esmalte o a la dentina. Se contrae al polimerizarse, y ya endurecido, no puede modelarse con instrumentos manuales.

Entre mayor número de errores, inducidos durante la colocación, más rapido será el fracaso de la restauración. Además, si las propiedades físicas o mecánicas del material restaurador, son defectuosas deberá tenerse mayor cuidado durante su inserción. Estos dos criterios deberan lograrse para alcanzar avances clínicos significativos.

De los resultados clínicos obtenidos, fue obvio que ni las resinas compuestas convencionales, ni los de microrelleno, podrían ser utilizadas como sustitutos de la amalgama. Sin embargo, dieron ciertas pautas para su mejoramiento, y a partir de 1980, han aparecido en el mercado nuevos materiales con distintas estructuras.

Las resinas compuestas híbridas, son la combinación de dos tipos de relleno: partículas pequeñas. Las resinas que contienen en su mayoría dióxido de silicón, y además presentan pequeñas cantidades de relleno de cristal, llamadas microrellenos. Aquellas que contienen grandes cantidades de ambas partículas de cristal y de dióxido de silicón, son llamadas resinas compuestas híbridas (Fig. 34). El diámetro promedio de las partículas, es de aproximadamente 1 a 5 micrones. La cantidad de relleno que pueda incorporarse, es del 65 al 80% en materiales para restauraciones en dientes posteriores.

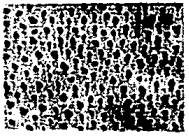


Fig. 34. Resina compuesta híbrida. El dibujo muestra la matriz orgánica, los microrellenos y macrorellenos tradicionales.

Se ha logrado reforzar la matriz de la resina, por medio de una fuerte adhesión entre la matriz y las partículas. Los agentes de acoplamiento, como los silanos, son ampliamente utilizados para este propósito y son un gran adelanto técnico, ya que en los últimos años, ha sido posible la aplicación de estos materiales. La retención de los microrellenos, ha mejorado por la interacción de su larga superficie de contacto, y al uso de cristales o sílice redondos, porosos o grabados, facilitando el desarrollo de resinas compuestas condensables.

En vista de la propiedades físicas y mecánicas, así como mayor resistencia al desgaste de los compuestos híbridos, otras resinas compuestas fueron modificadas para mejorar sus cualidades. Los compuestos tradicionales, han llegado a ser más híbridos, y algunos con microrelleno son más complejos y similares al tipo híbrido.

En la Tabla 4 se muestran algunas propiedades físicas de las resinas compuestas:

PROPIEDAES	POSTERIOR	CONVENCIONAL	MICRORELLENO
Resistencia a la compresión (MPa).	300-380	250-300	190-260
Módulo de compresión (GPa).	15-20	7-14	3-5.5
Resistencia a la tensión (MPa).	45-70	40-60	25-40
Módulo de tensión.	15-20	15-20	4-6
Resistencia a la tracción (MPa).	120-150	110-135	60-80
Módulo de elasticidad (GPa).	15-20	12-15	3-4
Solubilidad (%)	0.2-0.6	0.2-0.8	1.2-2.0
(Vol. %)		1.5-2.0	2-3
Coeficiente de expansión térmica (10-6/grados C.).	22-35	25-35	45-70
Contenido inorgánico (% por peso).	60-86	70-80	35-50

Tabla 1. Propiedades físicas.

La tabla 5, muestra ejemplos de algunas resinas convencionales, de microrelleno e híbridas.

Prodducto	Tipo	Fabricante
Adaptic	Convencional	Johnson & Johnson
Concise	Convencional	3M.
Nuva-fil P. A.	Convencional	Caulk
Profile	Convencional	Lee Pharmaceuticals
Visio-fil	Convencional	Espe
Durafill VS	Microrelleno	Kulzer
Degufill	Microrelleno	Degussa
Silar	Microrelleno	3M.
Silux	Microrelleno	3M.
Silux Plus	Microrelleno	3M.
Isocap	Microrelleno	Vivadent
Isopast	Microrelleno	Vivadent
Prisma Microfine	Microrelleno	Caulk
Miradapt	Híbrida	Johnson & Johnson
Estilux Posterior	Convencional	Kulzer
Estilux Hybrid VS	Híbrida	Kulzer
Lumifor	Híbrida	Bayer
Fulfil	Híbrida	Caulk
Degufill LC	Híbrida	Degussa
P-10	Convencional	3M.
P-30	Convencional	3M.
P-50	Convencional	3M.

Tabla 5.

CAPITULO III

RECUBRIMIENTOS PULPARES COMPATIBLES CON LAS RESINAS COMPUESTAS

Cuando la restauración es una resina compuesta, el cemento de óxido de zinc y eugenol, no pueden emplearse como base, ya que el eugenol evita la polimerización de la mayor parte de los sistemas de resina y tiende a dejar resina blanda en la interfase (resina-diente). Un barniz de Copal, no es aceptable como recubrimiento, ya que la porción de monómero de la resina disuelve el barniz, y este bloquea la polimerización de la resina.

El ácido fosfórico y los materiales de compuesto, son potencialmente tóxicos a la pulpa, la dentina expuesta debe ser protegida apropiadamente con una base o recubrimiento indirecto. Comunmente, se utiliza el hidróxido de calcio, con este propósito, debido a su compatibilidad biológica no inhibe la reacción con la resina y por su fácil manejo. Recientemente, con el desarrollo y avance de los cementos de ionómero de vidrio, y por sus características de biocompatibilidad, adherencia a la dentina y al esmalte, liberación de flúor, resistencia al ácido fosfórico; se le emplea con gran éxito como protector pulpar para las resinas compuestas en dientes posteriores. Es importante que permitamos el completo fraguado de los protectores pulpares antes del grabado ácido, debido a que estos pueden presentar disolución al ácido fosfórico, ya sea en mayor o en menor grado, de acuerdo al material que utilizemos.

Todas las paredes de dentina, en particular el área del ángulo gingivo-axial, deben protegerse con la base, ya que en cada milímetro cuadrado de dentina, se encuentran presentes alrededor de 30 000 túbulos dentinarios (Fig. 35).

Fig. 35.

También se debe tener precaución al aplicar el ácido grabador, unicamente en las paredes adamantinas. Para esto, puede utilizarse un pincel fino o colocar el ácido grabador en gel, dentro de una jeringa con una aguja calibre 27 (Fig. 36).

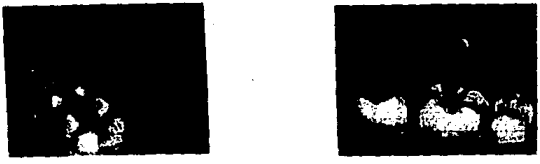


Fig. 36. Una jeringa hipodérmica, es adecuada para la aplicación del ácido grabador en gel.

1.- HIDROXIDO DE CALCIO

El hidróxido de calcio, es un cemento medicado que protege la pulpa. Su pH alcalino de 12.6, estimula a los odontoblastos para la formación de dentina irregular o de reparación. Reducen la sensibilidad de la pulpa a los estímulos térmicos, actúa como neutralizador químico e impide la penetración de ácidos en los túbulos dentinarios, actuando como barrera física debido a su relativa solubilidad.

Es una base insoluble que se disocia en un grado limitado, en sus iones Ca+ y OH-. Los iones oxihidrílicos quedan disponibles para la neutralización de los hidrogeniones de los ácidos contenidos en los cementos.

La aplicación de hidróxido de calcio a la dentina, produce esclerosis de los túbulos primarios, pero no estimula el depósito de la dentina de reparación. Como el hidróxido de calcio, es insoluble, no penetra en toda la longitud del túbulo, actúa como barrera mecánica. Aplicado en exposiciones pulpares, estimula la formación de dentina de reparación.

Se recomienda una base de hidróxido de calcio, como recubrimiento protector, y después una base de ionómero de vidrio. En técnicas de grabado, el ácido fosfórico puede disolver parte del recubrimiento.

Los cementos de hidróxido de calcio, suelen presentarse como un sistema a base de dos pastas (base y catalizador). Presentan dureza y resistencia adecuada, que permiten emplearlos como base en la colocación de materiales de restauración.

Recientemente, se han desarrollado innovaciones significativas, respecto a diversas propiedades físicas debido a la incorporación de una base de resina foto-polimerizable. La nueva fórmula Prisma VLC Dycal (L.D. Caulk Co.), tratado mediante luz visible, consiste en una dispersión de hidróxido de calcio y sulfato de bario, en una resina de dimetacrilato uretano. Para obtener una unión adecuada entre el hidróxido de calcio foto-polimerizable y la dentina, se aplican dos capas y se fraguan en conjunto antes de proceder al acabado de la resina, para evitar la formación de grietas en el fondo de hidroxido de calcio foto-polimerizable y las paredes de la cavidad (Figs. 37 y 38).

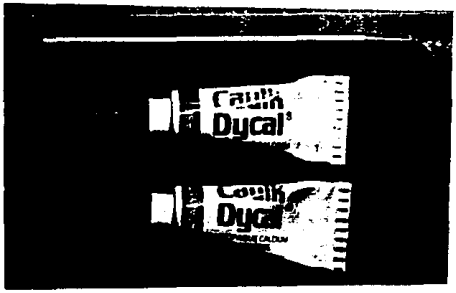


Fig. 37. Hidroxido de calcio.

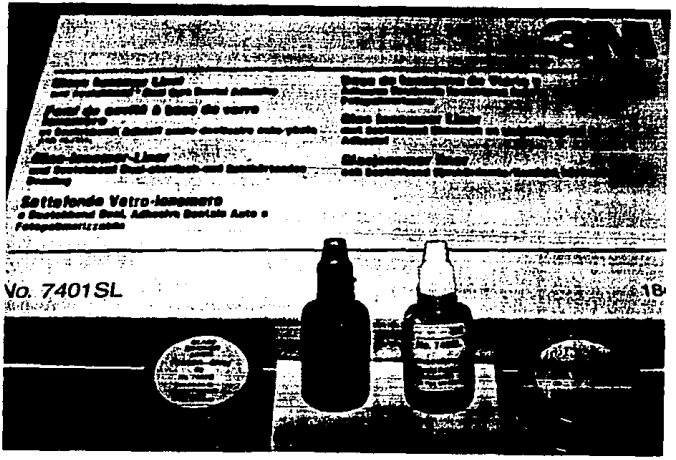
Fig. 38. Hidroxido de calcio
foto-polimerizable.

2.- IONOMERO DE VIDRIO.

Wilson y Kent introdujeron los cementos de ionómero de vidrio en odontología a partir de 1972. Estos cementos combinaban ciertas propiedades favorables del silicato y de los cementos de policarboxilato, es decir, liberación de flúor y adherencia a la estructura dental.

Se han hecho varias mejoras en el material original y se han introducido en un cierto número de fórmulas. Se les han adjudicado indicaciones clínicas, que incluyen restauración de lesiones cervicales, restauración de coronas, bases cavitarias y cementación de coronas. Actualmente, se dispone de una gran cantidad de productos de ionómero de vidrio, cada vez más populares (Fig. 39).

A



B

Fig. 39. Ionómero de vidrio.

Características del ionómero de vidrio.

Química

El cemento original de ionómero de vidrio desarrollado por Wilson y Kent, fue el producto de la reacción de un polvo vidriado de silicato de aluminio y de iones de calcio filtrables con una solución acuosa de ácido poliacrílico. A pesar de ciertos cambios que se describirán más adelante, los ionómeros de vidrio modernos sufren una reacción similar.

Los iones de hidrógeno del ácido poliacrílico extraen los iones de metal de la superficie del polvo vidriado, dejando un hidrogel de silicio. En primer lugar, se extraen los iones de calcio, formando un poliacrilato de calcio (policarboxilato) en forma de sal, que producirá gelificación y endurecimiento inicial del material. Las sales de aluminio, que se forman más lentamente, son responsables del endurecimiento final del producto. Por tanto, el cemento preparado consta de partículas de vidrio que no han reaccionado, revestidas con gel de sílice e incrustadas en una matriz de polisales.

Esta reacción ambiental, compleja y prolongada, fue el problema principal en el uso de los primitivos cementos de ionómero de vidrio y en menor grado aun subsiste. Estos materiales son bastante sensibles a la contaminación causada por la humedad durante los estadíos iniciales de la reacción, cuando se están formando las sales de calcio; es decir, que son sensibles a la deshidratación hasta que se ha completado la reacción. Algunos productos son sensibles a la humedad durante los 30 a 60 minutos despues de su colocación y son incapaces de resistir la deshidratación por lo menos 24 horas. De hecho, un estudio mostraba que para un material de restauración comercial no debía permitirse que ocurriera la desecación hasta los 15 días. Los

polvos de vidrio, empleados por diferentes fabricantes, son similares pero no idénticos a los empleados por Wilson y Kent. El tamaño de las partículas de vidrio según el uso propuesto de un material específico.

Algunos fabricantes emplean los copolímeros de ácido itacónico con el fin de aumentar la reactividad del ácido poliacrílico. Se añaden tambien pequeñas cantidades de ácido tartárico para mejorar la proporción de endurecimiento. Tambien utilizan el ácido polimaléico, este modifica la reacción para que se puedan usar vidrios de silicato de aluminio más translúcidos y menos reactivos.

Finalmente, en muchos productos, el ácido es congelado y desecado (liofilizado) y añadido al polvo de vidrio. La reacción de endurecimiento se inicia con la mezcla de agua o una solución de ácido tartárico diluído con el polvo combinado.

Liberación de flúor

Los ionómeros de vidrio son híbridos de otros dos cementos, los silicatos y los carboxilatos. El polvo vidriado de ambos, silicato y cementos de ionómero de vidrio, está preparado en un flujo de fluoruros. Los iones de flúor son liberados del material endurecido y absorbidos por la estructura dentaria circundante. Realmente, cantidades substanciales de flúor pueden ser captadas por el esmalte circundante y el cemento a cierta distancia de la restauración de ionómero de vidrio. La liberación de flúor de la restauración tiene lugar durante un periódo de tiempo prolongado.

La solubilidad del esmalte esta disminuida por este proceso de liberación y captación de flúor. Como consecuencia de ello, se reducen la incidencia y severidad de la caries recurrente. Este efecto es la ventaja más importante de los cementos de ionómero de vidrio.

Adherencia a la dentina y al esmalte

Otra ventaja consiste en que como ocurre con los cementos de policarboxilato, se unen a la dentina y al esmalte por la atracción iónica y polar (adherencia fisicoquímica). Un estudio mostraba que los iones de poliacrilato reaccionan con la estructura de apatita, desplazando iones de calcio y fosfato. Esta unión a la estructura dentaria es relativamente débil en comparación a la de los agentes de unión de la dentina a la resina.

Biocompatibilidad

La hipersensibilidad ha constituido un problema en algunos dientes sobre los que se han colocado cementos de ionómero de vidrio. Sin embargo, no se ha encontrado una mayor respuesta histológica en pulpa con los ionómeros de vidrio que con el cemento de fosfato de zinc o policarboxilato. Un estudio mostró que el ionómero de vidrio posee propiedades biológicas similares a la de los policarboxilatos. Sin embargo, se recomienda el uso de una base de hidróxido de calcio para restauraciones profundas. Además, si es aparente o se sospecha de pulpitis, deberían evitarse los ionómeros de vidrio.

Acondicionamiento de la superficie

Tras la preparación de la cavidad, se forma sobre la superficie de la dentina una capa sucia, morfológicamente alterada, que contiene residuos. El ácido poliacrílico elimina con efectividad la capa residual de dentina cortada, sin abrir los túbulos dentinarios, y puede aumentar de forma importante la fuerza de adhesión del ionómero de vidrio a la dentina y al esmalte.

Una limpieza con polvo de piedra pómez, y copa de hule para eliminar la placa y la película adherida puede preceder al acondicionamiento de la superficie. Se aplica el ácido poliacrílico al 10% (Dentin conditioner, G-C International) o al 40% (Durelon liquid, ESPE GmbH) con una bolita de algodón durante 20 o 10 segundos respectivamente, y se enjuaga minuciosamente. El fabricante de un producto que recientemente ha sido introducido al mercado, Glass Ionomer Liner (3M Dental Products Co.), afirma que no es necesario ningun acondicionamiento de la superficie para este producto.

Fondos de cavidad de ionómero de vidrio

Desde 1984 disponemos de bases cavitarias de ionómero de vidrio. Al igual que todos los ionómeros de vidrio, estos se unen a la dentina y liberan flúor. Son radiopacos, de ajuste rápido y colocación sencilla; además son relativamente fuertes y resistentes al ácido. Debe de usarse un fondo de hidróxido de calcio siempre que se expusiera la pulpa o la preparación se encontrara próxima a ella. Puede ser aplicado sobre el hidróxido de calcio para formar una base más fuerte.

Los bases de ionómero de vidrio son particularmente útiles en las restauraciones posteriores con resinas compuestas. Puesto que sellan los túbulos dentinarios y son ácido resistentes, pueden ayudar a prevenir la hipersensibilidad post-operatoria que frecuentemente se asocia a las restauraciones posteriores con resina.

Ionómero de vidrio foto-polimerizable.

Está formado por un componente en polvo y uno líquido. El componente en polvo esta formado por un cristal foto-sensible de fluoroaluminosilicato. El componente líquido es un ácido polialquenóico foto-sensible. Este producto se adhiere a la estructura dental, libera flúor y es biocompatible. Además, ofrece la ventaja de aumentar el tiempo de trabajo y de reducir el tiempo de fraguado, mediante su foto-activación por medio de una unidad dental para foto-polimerización. La foto-polimerización no solo reduce el tiempo de fraguado, sino que ademas, mejora las propiedades físicas y mecánicas del material. Al emplearlo, se deberán seguir las siguientes recomendaciones:

1.- Cuando la cavidad esta proxima a la pulpa, se debera colocar una capa de hidroxido de calcio, previo a la colocación del ionómero de vidrio foto-polimerizable.

2.- Despues de la preparación de la cavidad, no es necesario realizar un tratamiento ácido de la dentina, para remover la capa residual de dentina cortada.

3.- Se recomienda una relación polvo-líquido de 1.4:1.0 W/W.

4.- Presenta un tiempo de trabajo mínimo de 2 minutos con 40 segundos. El tiempo de trabajo puede disminuirse debido a altas temperaturas, o a una espatulación excesiva del material. El tiempo de exposición a la luz visble es de 30 segundos.

CAPITULO IV

ACONDICIONAMIENTO DEL ESMALTE

El periódo de retención de una resina compuesta puede prolongarse significativamente, si el esmalte es sometido a un proceso de acondicionamiento del esmalte, por un efecto de incremento de la superficie de contacto, la remoción del esmalte viejo y la eliminación del material orgánico.

Una sencilla y conservadora técnica para unir las resinas al esmalte fue introducida por Buonocore (1955). Buonocore, colocó en la cara labial de diez incisivos centrales superiores una gota de resina acrílica auto-polimerizable. A algunos, les colocó una solución de ácido fosfórico al 85% durante 30 segundos, antes de colocarles la resina. Notó que el acondicionamiento ácido del esmalte, incrementaba 100 veces más la duración retentiva de la resina. La resina sin acondicionamiento ácido, duró menos de 12 horas. Después de más de tres decadas de investigaciones, tanto clínicas como de laboratorio, este método es en la actualidad, ampliamente utilizado, dando una nueva e importante contribución a la práctica odontológica moderna.

El mecanismo de unión de las resinas con el esmalte, utilizando el acondicionamiento ácido puede entenderse mejor, si lo consideramos como una serie de eslabones. Los eslabones son el esmalte, incluyendo su superficie, la interfase esmalte/resina y la resina misma. La unión resultante es tan fuerte como el eslabón más débil en la cadena. Un analisis de los reportes de investigación señalan que el eslabón más débil, es la interfase esmalte/resina. Este eslabón lo establece el cirujano dentista, y se considera sensible a la técnica, debido a que su calidad la determinan los procedimientos clínicos y las condiciones ope

rativas.

1.- Superficie del esmalte.

La superficie del esmalte, está expuesta al medio oral, presenta una energía superficial relativamente baja (Jendressen, Glantz y Eick, 1980), inerte, completamente reaccionada; y bajo condiciones normales homeostática con el medio oral (Glantz, 1971; Buonocore, 1975). La superficie del esmalte está cubierta predominantemente por un integumento orgánico formado por proteínas absorbidas, que en su mayoría se originan en la saliva (Meckel, 1965; Mayhall, 1970; Sonjo y Glantz, 1975). A este biofilm se le conoce como película adquirida (Dawes, Jenkins y Tonge, 1963). Cuando se preparan las cavidades, el esmalte es cubierto por una película rica en proteínas llamada capa residual de dentina cortada. Esto, fue primero demostrado por Boyde, Switzur y Stewart (1963), y después descrito a mayor detalle por Eick et al. (1963). Eirich (1976), estableció que la capa residual de dentina cortada, se formaba cuando la hidroxiapatita era cortada, desgastada o fracturada, y se colocaba en una matriz cubierta de sustancias viscosas. Ambas, la película adquirida y la capa residual de dentina cortada, son considerados contaminantes de superficie. En el contexto de los requisitos para una óptima adhesión descrita por Lee y Swartz (1970), estos contaminantes contribuyen a una superficie no característica de la composición y disposición estructural de la subsuperficie. La condición de esta, es considerada pésima para establecer una adherencia fuerte y duradera. Los biofilms proteínicos en el esmalte, se localizan en areas donde la acción salival y la autocilisis, no les afecta, al igual que los procedimientos de higiene oral; fácilmente atraen microorganismos para formar la placa dentobacteriana (leach y Saxton, 1966; Krasse, 1977). También, se acumu-

lan en esas areas, productos de actividad metabólica (Galil, 1975). En resumen, la superficie del esmalte esta contaminada, además de su complejidad, tanto física como químicamente. Estas condiciones son totalmente contrarias a los requisitos indispensables para una adecuada fuerza adhesiva. Deben eliminarse los contaminantes y elevar la energía superficial, además de reaccionar esta superficie. Para esto, como paso inicial del tratamiento, debemos acondicionar el esmalte.

2.- Acondicionamiento ácido del esmalte.

Un paso de la técnica original de Buonocore, es la profilaxis dental, para eliminar la materia alba, placa dentobacteriana y otras adherencias. Miura, Nakagawa e Ishizaki (1973), demostraron que la limpieza profiláctica del esmalte, elevaba la fuerza de unión en aproximadamente un 50%; para lo que utilizamos pasta profiláctica y copas de hule, debido a que tienden menos a traumatizar el tejido gingival. Pus y Way (1980), demostraron que la copa de hule remueve menos esmalte comparado al cepillo para profilaxis. No es recomendable, el uso de pastas profilácticas con aceites, agentes saborizantes y flúor, a pesar de que no existe evidencia para contraindicar su uso. También, se debe eliminar el cálculo dental, debido a que es un contaminante mineralizado.

Después de lavar adecuadamente el esmalte con suficiente agua, el sitio de acondicionamiento es secado y aislado cuidadosamente. Debe aislarse de los fluidos orales, es decir, saliva y líquido gingivo-crevicular. El dique de hule, ofrece el mejor método de aislamiento, pero podemos utilizar tambien, rollos de algodón, deflectores linguales y eyector quirurgico.

Después del aislamiento, el acondicionamiento de la superficie del esmalte, es llevado a cabo. Buonocore (1955), seleccionó el ácido fosfórico como agente biocompatible para el acondicionamiento del esmalte. Desde aquel tiempo, se han evaluado varios agentes (e.g. Brauer y Termini, 1972), pero el ácido fosfórico continua como agente grabador de primera elección. El acondicionamiento del esmalte, no afecta adversamente al complejo pulpo-dentinal (Maijer, 1982). La concentración del ácido fosfórico utilizado comercialmente e los sistemas de resinas compuestas, es de 30 a 50%. Se presentan en solución acuosa y en gel, no existe diferencia en la fuerza de unión o alteración tisular producido por uno u otro (maijer, 1982). Chow y Brown (1973), señalaron que la concentración mínima aceptable del ácido fosfórico es de 30%, el producto de reacción soluble de fosfato de calcio, se elimina lavando con agua. El trabajo de Chow y Brown (1973), es refutado por las investigaciones de Soetopo, Beech y Hardwick (1978); y por Barkmeier, Gwinnett y Shafer (1987), que descubrieron que la fuerza adhesiva de la resina compuesta con el esmalte acondicionado con ácido fosfórico en concentraciones de 5-15%, es comparable con los registrados en concentraciones al 50%. Actualmente, es llevada a cabo una mayor investigación.

3.- Efectos del acondicionamiento ácido.

Silverstone, saxton y Dagon (1975), confirmaron los primeros trabajos de Gwinnett y Buonocore (1965), y Gwinnett (1971), los cuales hallaron que mientras la concentración del ácido fosfórico se reducía, la cantidad de esmalte perdido y la alteración de tejido profundo, se incrementaba. Dennison y Craig (1978), reportaron óptimo acondicionamiento del esmalte en concentraciones de 37-50%. Rock (1974), registró un incremento en

la fuerza de unión para concentraciones al 30%, comparada a una al 50%. La observación hipotética de Rock, fue explicada en base a una mayor alteración del tejido profundo que contribuía a una mejor retención de la resina. Esta hipótesis, es actualmente obsoleta, debido a que la retención de la resina compuesta se debe, probablemente a diversos factores, tales como: la permeabilidad tisular (Newman y Sharpe, 1966; Glantz, 1969; Assmussen, 1977), el área de la superficie y reactividad del esmalte (Buonocore, 1975). Además, estudios recientes han demostrado una elevada fuerza de adhesión de la resina con un mínimo de penetración tisular (Barkmeier, Gwinnett y Shafer, 1985).

El gel ácido, puede colocarse in situ, sin sufrir alteración, pero la solución ácida debe agitarse suavemente para mejorar su acción acondicionadora. Sin embargo, el esmalte no debe ser frotado con el aplicador, y el tiempo de acondicionamiento es de 60 segundos. Algunos autores (e.g. Gourley, 1974), han recomendado el acondicionamiento del esmalte en dientes temporales durante 2 minutos, aunque poca evidencia apoya esta recomendación. Al igual, que el esmalte desarrollado en regiones con agua de alto contenido de flúor, carecen de bases científicas por lo que permanecen como recomendaciones empíricas.

Recientes estudios clínicos y de laboratorio, establecen el uso de tiempos reducidos de grabado. Nordenvall, Brannstrom, y Malmgren (1980)(1982), y Barkmeier, Gwinnett y Shafer (1985), fracasaron en busca de importantes diferencias morfológicas en el esmalte grabado durante 15 y 60 segundos con ácido fosfórico. Recientemente, Barkmeier, Gwinnett y Shafer (1985), y Glasspole y Erickson (1987), no encontraron diferencias en la fuerza de unión de las resinas unidas al esmalte, después de acondicionarlo durante 15 y 60 segundos. El avance clínico de los selladores de fosetas y fisuras (Stephen et al., 1982), y la adhesión de brackets de ortodoncia (Gorelick, 1977; Carstensen, 1986; Labart, Barkmeier y Taylor, 1987), apoyan el uso de

menores tiempos de grabado, como por ejemplo 15 segundos.

Son varios los efectos del acondicionamiento ácido (Buonocore, 1975); se disuelve el esmalte completamente reaccionado, se remueve la película residual y la capa residual de dentina cortada, para exponer el componente inorgánico de cristalita del esmalte. Para un tratamiento de 60 segundos con ácido fosfórico al 30%, la disolución del esmalte eleva la porosidad de este en aproximadamente 2 m., con aproximadamente 10 m. de pérdida de densidad tisular (Silverstone,1975), aumentó del área de la superficie y de los niveles de energía en la superficie del esmalte, conjuntamente con la creación de areas de reacción polar. En la preparación de cavidades puede incrementarse el área, através de biseles y hombros chamfer (Jordan et al., 1977). Las superficies eficazmente preparadas contribuyen a un patrón más uniforme para el grabado ácido (Barkmeier, Gwinnett y Shafer, 1985), pero pueden presentar variantes, ya sea de lugar en el mismo diente, así como de diente a diente.

Los patrones han sido clasificados por Silverstone, Saxton y Dogon (1975), de la siguiente manera: Tipo I, compromete la pérdida preferencial de los núcleos de los prismas; Tipo II pérdida preferencial de las regiones periféricas de los prismas; y Tipo III, cuando no existe un patrón definido. Este último, esta asociado a la presencia de esmalte sin prismas (Gwinnett, 1973). No hay evidencia relacionada entre la fuerza de unión y el tipo de patrón de los prismas.

4.- Lavado y secado de la superficie acondicionada.

Después de la aplicación del ácido, deberá realizarse un lavado eficaz, para remover el agente ácido y los productos de reacción. Si se aisló con rollos de algodón, debe evitarse que la saliva salpique sobre el esmalte acondicionado. Williams y von Fraunhoffer (1977), establecieron tiempos de lavado de 10 a 15 segundos, pero estos tiempos deben duplicarse con el gel ácido, debido a su vehículo de celulosa, que de no eliminarse completamente, contaminaría el esmalte acondicionado (gwinnett, 1976). La calidad del agua tiene poco efecto con respecto a la fuerza de unión (Williams y von Fraunhoffer, 1979).

Después de lavar perfectamente, secamos con aire libre de aceite. Batchelder, Richter y Vaidyanathan (1987), reportaron que puede permitirse cierta contaminación del aire en el eso de los sistemas de adhesión; sin embargo, no señalaron el grado de tolerancia para la contaminación con aceite, por lo que debemos evitar que la compresora contamine el aire con aceite. Simonsen (1978), enfatiza que los rollos de algodón, deben retirarse y ser reemplazados en este momento. Debe evitarse que la saliva, el líquido gingivo-crevicular y la lengua entren en contacto con el esmalte acondicionado. La contaminación en este paso ocasiona una reducción significativa en la fuerza de unión (Hormati, Fuller y Denehy, 1980). En caso de contaminación accidental, se reacondiciona por 10 segundos.

5.- Morfología de la interdigitación mecánica de la resina.

Los prismas en el esmalte fracturado y en las paredes de la cavidad, están expuestas casi exclusivamente en su plano longitudinal. El acondicionamiento con ácido de estos prismas expuestos genera porosidades con una distribución y patrón que contrasta con la de los prismas del esmalte expuestos superficialmente (aprox. 5 micrones), y al material que se encuentra en los mismos.

En el estudio realizado por Hicks (1984), acerca del grabado con ácido fosfórico, muestra una variedad de patrones de grabado y morfología en el piso y las paredes de la cavidad.

Para determinar la morfología de las interdigitaciones del esmalte, los dientes restaurados fueron desmineralizados con ácido clorhídrico al 1% durante 24 horas. Los dientes se desmineralizaron completamente, manteniéndose una restauración intacta, dejando las superficies de la resina, previamente en contacto con el pios y paredes de la cavidad expuestas. Despues, las restauraciones fueron examinadas bajo microscópio electrónico (SEM).

La figura 40, muestra un patrón de grabado en donde se ha pérdido principalmente de la vaina del esmalte, mientras que los prismas del esmalte permanecieron casi intactos. se encontró que estos prismas estaban organizados en bandas que corresponden a parazonas y dizonas de las bandas de HUnter-Shreger. Estas bandas de prismas se mostraron proyectándose en diferentes angulaciones.

Fig. 40. Patrón de grabado del esmalte. Las vainas de los prismas permanecieron casi intactos, mientras que los prismas se han perdido.

La morfología de la resina (Fig. 41), en contacto previo con el piso de la cavidad a la desmineralización , mostró una apariencia de red fina o de panel con una serie de proyecciones. Los espacios en la resina ocupados por los prismas antes de la desmineralización, midieron aproximadamente de 3 a 4 micrones de diámetro.

Fig. 41. Morfología de la interdigitación de la resina. después de la desmineralización del diente, se observan espacios que estaban ocupados por los prismas del esmalte.

Las paredes de la cavidad variaron su patrón de grabado (Fig. 42), observándose pérdida principal de las vainas de los prismas y restos de prismas. La variación entre el piso y las paredes de la cavidad, se debió al corte oblícuo de los prismas durante la preparación, ocasionando un aspecto elongado de los mismos.

Las interdigitaciones de la resina (Fig. 43), indicaron que los espacios presentes, estuvieron ocupados por prismas cortados transversalmente. Estos espacios midieron de 3 a 4 micrones aproximadamente, y se observaron limitados por resina que rodeaban a los prismas.

Fig. 42. Patrón de grabado de las paredes del esmalte.

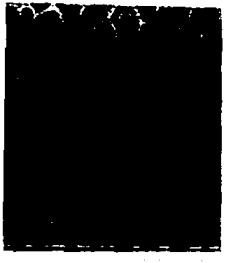


Fig. 43. Morfología de la interdigitación de la resina.

CAPITULO V

ADHESION DEL MATERIAL RESTAURATIVO A LA ESTRUCTURA DENTARIA

La capacidad de establecer una unión fuerte y permanente a los tejidos dentarios, es una propiedad muy deseada de las restauraciones con resina compuesta. Primero, la retención del socavado será eliminado por la remoción de la sólida estructura dentaria. Segundo, la adhesión implica un contacto íntimo entre el diente y la restauración, previniendo penetración bacteriana y decoloración del material. Como consecuencia, el riesgo de caries secundaria, daño pulpar y decoloeación matginal, se reduciría incrementando su durabilidad.

Básicamente, la unión entre dos sustancias será mecánica, química o ambas. En general, las superficies dentarias parecen clínicamente lisas, aunque están lejos de serlo a nivel atómico. Para que estas superficies establezcan adhesión adecuada, es necesario usar un líquido adhesivo para llenar las irregularidades, para "humedecer" o para dar proximidad molecular a la superficie del tejido. El fenómeno de humedecimiento, comprende fuerzas de atracción entre las moléculas adhesivas y aquellas del tejido (adherido). El humedecimiento puede ser descrito en términos geométricos, debido a su relación con la presencia de ángulos de contacto o de humedad (Fig. 44). Un ángulo pequeño o nulo de contacto, implica atracción fuerte entre las fases, en tanto que un ángulo grande, suele indicar atracción débil.

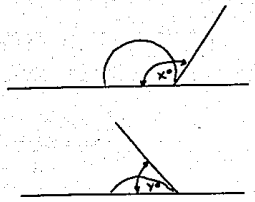


Fig. 44. Un ángulo grande de contacto (x), indica atracción molecular débil; un ángulo pequeño (y), indica atracción fuerte.

En el caso del esmalte, se obtiene una excelente adhesión con el ensamblado mecánico, por la formación de irregularidades en la superficie acondicionada. En la dentina quedan los túbulos dentinarios ensanchados por la pérdida de la dentina peritubular y la aplicación de un monómero de baja viscosidad penetra dentro de los túbulos donde polimerizan. A diferencia del esmalte, la formación de poros en la superficie dentinaria da lugar a una adhesión de baja intensidad.

1.- Interfase esmalte/resina.

La infiltración del monómero de resina en el esmalte, es la clave para la retención de la masa de resina que permanece en la superficie. Las resinas restauradoras se basan en el metacrilato de bisfenol A-glicidilo y varios diluyentes. El monómero en las resinas sin carga y con carga, no penetran. La polimerización final del monómero crea un enlace mecánico, durable y una fase impermeable. Los poros del esmalte que existen en forma natural, son demasiado pequeños para acomodar moléculas grandes. Estos poros, son ensanchados por el acondicionamiento ácido y facilitan la penetración de las moléculas relativamente grandes de la resina.

Las prolongaciones grandes de la resina penetran en el esmalte, excediendo frecuentemente 50 micrones de longitud. El grado de penetración del sellador puede influir en la resistencia de la adhesión. Esto implicaría que el aumento en el valor de la retención, está relacionao con la longitud del residuo de la resina. La masa confinada a la capa externa de 10 a 20 micrones, desempeña probablemente un papel importante en la retención.

Mitchem & Turner (1974) y Jorgènsen & Shimokobe (1975),señalaron que los agentes adhesivos no incrementan la fuerza adhesiva, pero actualmente, está comprobado que sí incrementan la fuerza adhesiva (Meurman & Nevaste, 1975; Draughn, 1976). Strassler & Ibsen (1985), demostraron que los agentes de unión fosfatados, como los utilizados en los agentes de unión a la dentina, crean una mayor fuerza de unión a comparación de los no fosfatados. Los agentes de unión contribuyen a reducir la microfiltración, debido a que mejora la adaptación marginal en la interfase resina/esmalte (Buonocore, Sheykholeslam & Glena, 1973; Hembree & Andrews, 1976).

La resina forma una relación física, fuerte con la cristalita del esmalte (Simmelink, Nygaard & Scott, 1974), frecuentemente los encapsula (gwinnett & Matsui, 1967), para formar una zona de resina compuesta en el esmalte externo. En esta zona, la resina forma una matriz y el relleno lo forma la cristalita del esmalte. La resina es polimerizada, ya sea químicamente o por foto-activación; no es necesario polimerizar el agente de unión, antes de aplicar la resina compuesta.

El agente de unión forma un mecanismo de enlace micro-mecánico con el esmalte. Este mecanismo, fue primero descrito y demostrado por Gwinnett y Buonocore (1965). Ellos demostraron que la resina penetraba y se entrelazaba en las interdigitaciones del esmalte acondicionado. El subsequente incremento de resina, es continua debido al agente de unión. Las partículas de relleno quedan fuera del esmalte, no obstante deben tener una relación muy cercana a la superficie del esmalte para obtener una resistencia adecuada. Esto se consigue mediante una película delgada de resina adhesiva. Jordan et al. (1977), observó clínicamente que la unión entre la resina y el esmalte es más fuerte que el valor adhesivo del esmalte.

Hicks (1984), encontró que la resina permanecía en contacto íntimo con los prismas del esmalte grabado (Fig. 43). Las interdigitaciones de la resina, penetraban en el esmalte acondicionado con una profundidad de 10 a 15 micrones.

Una consideración importante fue el hecho de que no hubo espacios en la interfase esmalte/resina (Fig. 45). El material restaurativo, pareció cubrir los cristales de lso prismas del esmalte.

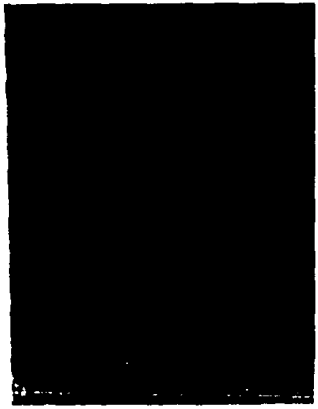


Fig. 45. Las interdigitaciones de la resina (T), de 10 a 15 micrones pueden observarse cubriendo los cristales de los prismas del esmalte acondicionado. R= resina; E= esmalte.

El acondicionamiento ácido continua como el método más popular para adherir resinas compuestas al esmalte. Otros métodos han sido y serán investigados. La unión al esmalte con cristales de sulfato de calcio, defendido por Smith et al. (1979), es un mecanismo de unión, por el cual, se forman cristales de calcio en el esmalte acondicionado con ácido poliacrílico sulfatado. Los cristales atrapan mecánicamente la resina, para así retenerla. Estudios recientes indican su limitada aplicación clínica (e.g. Mac-Phee, Way & Galil, 1985).

Bowen (1973), describió un mecanismo de acondicionamiento del esmalte, mediante la fijación con sales metálicas como el oxalato férrico. Recientemente, es investigado como mecanismo de unión comparable al del acondicionamiento ácido. Actualmente se encuentra bajo una intensa investigación (Ver estudios realizados en los Estados Unidos de América).

2.- Adherencia a la dentina.

Los sistemas de adhesión a la dentina han sido investigados intensamente desde hace casi 20 años. De hecho en la reunión de la Asociación Internacional para la Investigación Dental, en Marzo de 1984, se presentaron 13 trabajos de investigación, relacionados con estos sistemas. Recientemente, aparecieron productos comerciales que aseguran tener propiedades de adhesión a la dentina.

La dentina, es un tejido de unión más complejo que el esmalte, consiste en 13% de agua, 18% de péptidos, principalmente colágena; y 69% de fosfato de calcio (apatita). La dentina es un tejido tubular, de estructura porosa que "transpira" líquidos protéicos. Existen tres tipos de dentina: 1) tubular; 2) peritubular; y 3) intertubular. Las extensiones celulares de los odontoblastos, se encuentran en la interfase pulpo/dentinal, esta unión fisiológica y morfológica entre los elementos vasculares del tejido conectivo de la pulpa y la dentina, impone limitaciones con la selección de los materiales adhesivos para la restauración. La estructura química y geométricas de la dentina ocupan un lugar muy importante en el proceso de adhesión.

Los procedimientos encaminados a lograr una adhesión fuerte a la dentina, pueden ocasionar daños irreversibles a la pulpa. Por ejemplo: el grabado ácido de la dentina, ha sido reportado como responsable de reacciones pulpares, siendo preocupante, cuando la dentina tiene un grosor menor a 1 mm. (Stanley et al., 1975). Se observó que el ácido grabador altera la morfología dentinaria, es pecialmente al ensanchar los túbulos dentinarios (Brannstrom & Nordenvall, 1977; Gwinnett, 1977). El Consejo de Materiales Dentales, Instrumental y Equipo (1978), estableció que estos procedimientos deben, unicamente realizarse en el esmalte, además, el grabado de la dentina expuesta, ocasiona

una respuesta pulpar indeseable (Stanley et al., 1975; Brannstrom & Nordenvall, 1977; Gwinnett, 1977; Eriksen, 1976). Debido a la escasa información al respecto, se recomienda no utilizar las soluciones para grabar el esmalte, aplicado con el fin de grabar la dentina. La remoción de la matriz orgánica de la dentina, en contraste con el esmalte, resulta en una estructura inorgánica débil, carente de resistencia a la compresión, a la tensión y al corte.

3.- Tipos de adhesión a la dentina.

A excepción de unos cuantos casos, todos los intentos para adherir las restauraciones con resinas compuestas a la dentina, se han realizado sobre el mismo principio básico. Este principio, involucra la aplicación de una molécula bifuncional del siguiente tipo (Fig. 46).

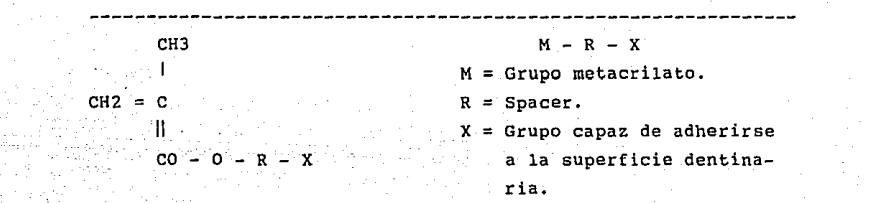


Fig. 46. Adhesivo basado en metacrilato.

Todas estas moléculas contienen un grupo metacrilato que es el que se observa a la izquierda, y se ha designado con la letra M. Los diversos adhesivos dentinarios varían con respecto a los grupos R y X. R es el spacer, y X es el grupo funcional reactivo con la dentina para crear la adherencia. Este adhesivo deja a la dentina cubierta de una capa del grupo metacrilato. Con la siguiente aplicación de la restauración de resina polimerizable, la doble adhesión de los grupos metacrilatos reaccionaran por la copolimerización de la restauración. De esta manera, la restauración de resina se adhiere a la dentina por vía de adhesión molecular. El problema es planear grupos activos X, que de hecho reaccionen con la superficie dentinaria y más adelante usar spacers de longitud y polaridad adecuada para hacer que los grupos metacrilato sean adecuadamente adhesivos a la restauración de resina compuesta.

a) Adhesión a los constituyentes inorgánicos de la dentina.

El primer reporte fue hecho por Buonocore y colaboradores en 1956. La molécula adhesiva fue un dimetacrilato con un spacer R y un grupo reactivo X como se observa en la Fig. 47. El grupo metacrilato esta representado por la letra M. Tiene una fuerza adhesiva media a la denyina de 3 MPa. Sin embargo, su adhesividad disminuyó a 2 MPa., por su almacenamiento de agua posiblemente por hidrolisis del adhesivo R - O - P.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

M - R	X	Fuerza adhesiva
M - CH2 | CH - | M - CH2	OH | - O - PO | OH	2

Fig. 47.

El grupo fosfato, supuestamente debe interactuar con los iones de calcio de la superficie dentinaria, como se representa en la fig. 48; de manera parcialmente ionizada. La atracción entre las cargas negativas de los átomos de oxígeno del grupo fosfato y los iones de calcio de la dentina estan representados por las flechas.

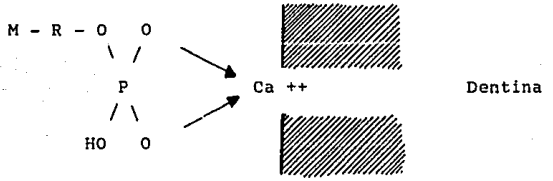


Fig. 48. Mecanismo de adhesión del adhesivo de la figura 47.

Otro adhesivo dentinario basado en moleculas que tambien contienen al grupo fosfato, es el ester fenil-fosfato (Fig. 49). Tiene una fuerza adhesiva de 5 MPa y la adhesión es por atracción electrostática entre cargas negativas del grupo fosfato e iones positivos del calcio de la superficie dentinaria.

M - R	X	Fuerza adhesiva
M - CH2 - CH2 -	- O - PO(OH)(O -) -	5

Fig. 49.

La diferencia principal entre este adhesivo y el anterior, es la sustitución del átomo de hidrógeno del grupo fosfato por un grupo fenil, el cual parece estar asociado con la capacidad del fenil-fosfato de reaccionar con el constituyente orgánico de la dentina.

Un tercer tipo con base fosfato, se muestra en la fig. 50. La mitad del fosfato del adhesivo es un derivado bicloro, y adherido al BIS-GMA por esterificación. En la fórmula simplificada del grupo R a la izquierda, el BIS-PA representa al bisfenol A.

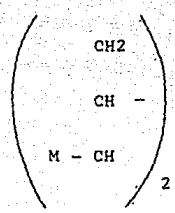
M - R	X	Fuerza adhesiva
BIS - PA 		3

Fig. 50.

La atracción electrostática puede surgir de las cargas, parcialmente negativas de los átomos de cloro. No obstante, se produce hidrólisis rápida al contacto con la superficie de dentina húmeda. Bajo este proceso, los átomos de cloro se separan con la formación de ácido clorhídrico. Entonces, el ester fosfato no sustituído, se adhiere como ya se ha descrito. Los cloro-fosfatos pueden reaccionar con el constituyente orgánico de la dentina. Su fuerza adhesiva varía desde 2 a 10 MPa..

Se puede decir que la adhesión a la dentina, es principalmente por una reacción entre los iones del adhesivo, al calcio de la dentina.

El adhesivo llamado MPG-GMA, reacciona con calcio por la formación de adhesivos de agarre. Por la separación de un protón, el átomo de oxígeno queda negativamente cargado, y el adhesivo de agarre es atraído por esta carga y por el par electrónico del átomo de nitrógeno.

El adhesivo 4-META, tiene como grupo activo a un grupo aromático, el ácido carboxílico anhídrido, con una fuerza de 2 MPa.. Sin embargo, usando un cústico y en conjunción con un catalizador, se obtiene un adhesivo de mayor agarre. El mecanismo de reacción, es entre el anhídrido y el agua de la superficie dentinaria, obteniéndose un ácido carboxílico divalente (Fig. 51).

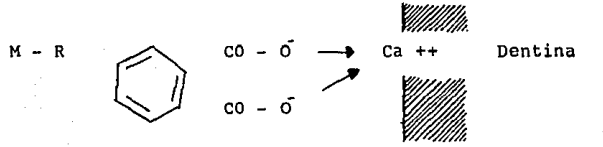


Fig. 51. Mecanismo de adhesión.

Un adhesivo con mayor agarre es el PMDM, que contiene un grupo aromático, ácido carboxílico. El mecanismo de reacción es entre el anhídrido y el agua de la superficie dentinaria, obteniéndose un ácido carboxílico divalente. Su micro-uso reportó una fuerza adhesiva de 1 MPa, pero usado en combinación con otros adhesivos, incrementa su adhesión. La combinación de dos adhesivos mejora su adhesividad de 5 a 6 MPa.

Se obtuvieron mejores resultados penetrando en la dentina con sales férricas a manera de gancho. La adhesión al calcio por medio de mecanismos electrostáticos, puede ser incrementada impregnando iones de "agarre" sobre la superficie dentinaria, como son las soluciones calcificantes que incrementan el contenido de calcio ya existente, y aumentan los sitios disponibles para la atracción electrostática. La figura 52, muestra la considerable adhesividad que se ha obtenido con tratamientos previos, de iones férricos.

	Fuerza adhesiva (MPa)		
	NPG - GMA	4 - META	NTG - GMA + PMDM
Control	2	2	5
FeCl3	3	18	-
Fe2Ox3	5	6	13

Fig. 52. Efecto de las sales férricas en la fuerza adhesiva.

En el NPG - GMA, la adhesividad aumentó de 2 a 3 MPa usando cloruro ferroso y con oxalato férrico hasta 5 MPa; en el 4 - META, más un sistema catalizador especial y la aplicación de cloruro ferroso, dio una adhesividad de 18 MPa.

El mecanismo puede ser explicado por una gran afinidad a este tipo de adhesivos, en comparación con el calcio, o por el gran número de iones accesibles en la superficie. Otro mecanismo sería la producción de radicales libres que actuan como catalizadores, aumentando la fuerza penetradora en los túbulos dentinales.

Se puede lograr una adhesión entre la restauración de resina compuesta y la dentina, utilizando adhesivos que reaccionen con los constituyentes inorgánicos de la dentina. Aun más, se ha establecido que el tratmiento previo de iones férricos, aumenta la fuerza adhesiva aunque su aplicación involucra cierto riesgo, ya que el diente puede ser obscurecido.

b) Adhesión a los constituyentes orgánicos de la dentina.

El principal componente orgánico de la dentina, es la colágena. Los grupos predominantes con reacciones específicas de adhesividad, se muestran en la figura 53; a la izquierda los aminoácidos. Los grupos siguientes son hidroxilo, carboxilo, amino y amido.

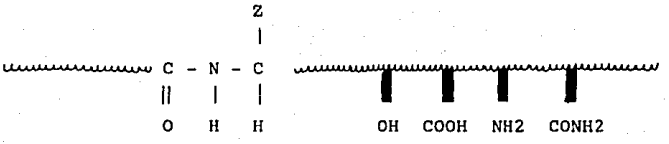


Fig. 53. Grupos disponibles en la colágena de la dentina para reacciones de adhesión.

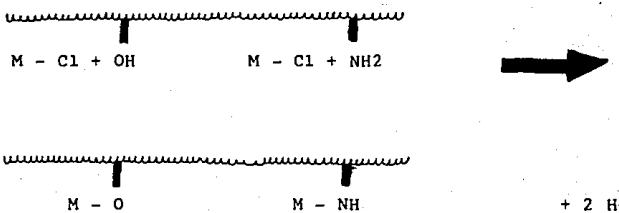
Sustitución de la colágena.

çn numerosos estudios se ha investifado la posibilidad de injertar el polímero de metacrilato, a la colágena. La sustitución puede ser causada por ciertos catalizadores. Se han encontrado compuestos de iónes séricos que funcionan de esta manera, por la sustitución de las cadenas de alcohol de la molécula de colágena, aunque no se ha punlicado ningún dato alrespecto. Se ha encontrado que otro catalizador, el tri-butil-borano, induce la sustitución de la colágena, incrementando la adhesividad a 4 MPa.

Acidos clorhídricos y anhídricos.

Los monómeros de metacrilato que contienen ácido clorhídrico, facilitan la adhesión a la dentina por reacción con la colágena, y su adhesividad es de 1 MPa. La adhesión del ácido clorhídrico, se establece mediante la reacción con los grupos hidroxilo y amino de la colágena. Las líneas curveadas de la figura 54, representan la molécula de la colágena con los radicales del grupo hidroxilo y amino, acompañada de la separación del cloruro de hidrógeno.

Figura 54. Mecanismo de adhesión.



Se cree que la poca adhesión, se debe a que la superficie de la dentina, se mantiene siempre húmeda. El ácido clorhídrico reacciona preferentemente con el agua, con la insuficiente extensión de la colágena.

Es de notar que los ya mencionados adhesivos, basados en los esteres de fosfato clorinados, son de hecho cloruros del ácido fosfórico.

El ácido anhídrido carboxílico, puede reaccionar de manera similar al ácido clorhídrico. Con la reacción de los grupos hidroxilo y amino, se forman respectivamente esteres y amidas. El adhesivo 4 - META, es un ácido anhídrido carboxílico. Consecuentemente, además del mecanismo de adhesión al calcio, una reacción con la colágena puede contribuir a reforzar la adhesividad.

Isocianatos.

Se ha investigado a los isocianatos, como adhesivos potenciales a la dentina, debido a que, al igual que el ácido clorhídrico, reacciona con los grupos amino e hidroxi presentes en la colágena. A sugerencia de Antonucci et al. (1980), se sintetizó el siguiente adhesivo (Fig. 55).

M - R	X	Fuerza adhesiva
M - $(CH_2)_6$ -	- NCO	1

Fig. 55.

El spacer R es el hexametilen y el grupo reactivo X, el grupo isocianato; con la adhesividad de 1 MPa. Estos se adhieren a la colágena, por reaccionar con los grupos hidroxilo, carboxilo, amino y amido. La reacción con los grupos hidroxilo y amino, con la subsequente formación de derivados uretanados y urea.

Al igual que con el ácido clorhídrico, la baja adhesividad puede deberse, a que los grupos amino e hidroxilo no reaccionan unicamente con la colágena, sino que reaccionan con el agua presente en la superficie de la dentina, por lo cual, solo una pequeña concentración de los isocianatos reacciona con la colágena.

En los productos comerciales, se usa un pre-polímero de ureatano con un contenido excesivo de isocianatos, y se ha obtenido una fuerza adhesiva de 4 MPa.

Aldehídos.

Los adhesivos basados en aldehídos, reaccionan en soluciones acuosas, los aldehídos reaccionan con la colágena en presencia de humedad. Por lo que se logró la unión del monómero de metacrilato, al aldehído. Sin embargo, la adhesión fue muy débil.

Otro intento, fue unir el metacrilato con el aldehído in situ, el producto de reacción se encontrara entre la dentina y el aldehído puro. El mecanismo se observa en la figura 56 (Asmussen & Munksgaard, 1984).

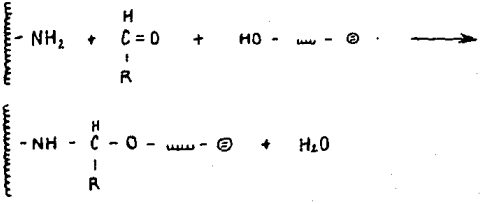


Fig. 56. Mecanismo sugestivo para la reacción entre la dentina y los adhesivos a base de HEMA aldehído.

En la esquina superior izquierda, se representa a una molécula de colágeno con un grupo amino. Este, es atacado por el aldehído con lo que se forma un complejo alkil-hidroxi. En presencia del monómero de hidrógeno activo, como el hidrógeno del grupo hidroxilo, que se representa en la esquina superior derecha, el agua es separada y el monómero se adhiere químicamente en la colágena. La doble unión del monómero, se representa como dos líneas encerradas dentro de un círculo. De esta manera, la superficie de la dentina es cubierta por un estrato polimerizable de uniones dobles, con la consiguiente aplicación de la resina compuesta. Las uniones dobles, reaccionan por copolimerización con la resina compuesta.

La combinación de algunos adhesivos, se muestran en la figura 57.

M - RH	X	Fuerza adhesiva (MN/m2)
M - CH2 CH2 OH	CH2 CHO	15
M - CH2 CH2 OH	CH3 CH2 CHO CH2 CH2 CHO	18

Fig. 57.Mezcla de adhesivos y resultados de las fuerzas adhesivas.

El monómero que contiene el hidrógeno activo (designado como RH), es el hidroxietil metacrilato, llamado HEMA. Entre los aldehídos alifáticos, especialmente los aldehídos propiónicos y glutaraldehídos, fueron encontrados como los más efectivos. Los aldehídos aromáticos resultaron como adhesivos de baja intensidad. Entre los monómeros investigados HEMA (hidroxietil metacrilato), consigue una adhesión de gran intensidad. Utilizando un adhesivo basado en HEMA y un aldehído propiónico, o HEMA y glutaraldehído (GLUMA), la fuerza adhesiva es de 15 a 18 MN/m2 respectivamente. Los adhesivos obtenidos fueron de gran adhesividad, aunque en la mayoría de los casos, no fue el adhesivo, sino la dentina la que se fracturó después de su aplicación.

El adhesivo se aplicó después de la remoción de la capa residual de dentina cortada, con EDTA (ácido etilen diamino tetracético) al .5% y pH= 7.4; ya que si se utiliza ácido fosfórico, la adhesión es menor. Posiblemente, debido a una excesiva protonización del grupo amino ocasiona una menor accesibilidad al ataque del aldehído.(Fig. 58).

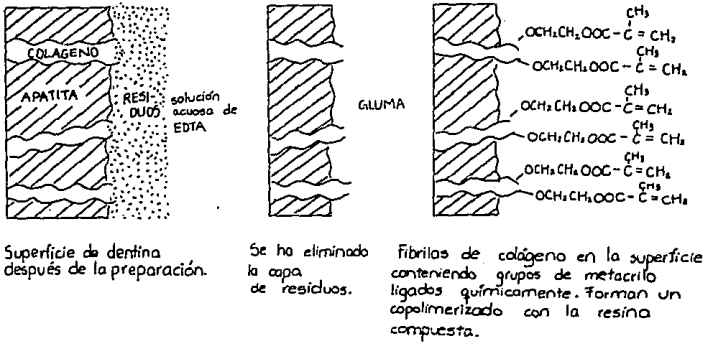


Fig. 58. Mecanismo de acción del GLUMA.

Los resultados demostraron que el constituyente orgánico de la dentina, tiene mayor capacidad de adhesión y es de suma importancia la investigación en busca de la adhesión a la dentina.

Los adhesivos que contienen aldehídos alifáticos, son más efectivos que los que contienen aldehídos aromáticos; debido a la tendencia de los aldehídos aromáticos de formar bases de Schiff, hidrolisándose del grupo hidroxilo de la molécula HEMA, uniéndose al intermediario N-alkil-hidroxi.

4.- Adhesión a la dentina y a la resina compuesta, con bases de ionómero de vidrio.

Se ha sugerido una técnica denominada bonded-base (base adherida), para que se adhieran las resinas compuestas a la dentina. El ácido fosfórico, se utiliza para grabar la superficie de la base de ionómero de vidrio, aumentando el área disponible para la adhesión de la resina. Se recomienda un tiempo de grabado de 30 segundos, o menos; para prevenir la degradación de la base y aumentar la fuerza de unión.

La unión entre la resina y el ionómero de vidrio grabado, es bastante fuerte. Las fallas en la adhesión, son generalmente cohesivos, es decir, ocurren dentro del ionómero de vidrio antes que en la interfase ionómero/resina. La técnica de base adherida, también parece reducir las microfiltraciones asociadas a las restauraciones con resina compuesta.

Lutz et al. y García-Godoy & Malone (1989), observaron que esta técnica no reducía las microfiltraciones en las restauraciones con resina, debido a la adhesión entre la resina y los materiales de ionómero de vidrio, reduce la superficie libre de la masa de la resina, y sin otros mecanismos que compensen la reducción de volúmen inducida por la retracción de la polimerización, se crean tensiones (lagunas) de contracción, a nivel de la interfase diente/restauración. Las fracturas del esmalte marginal resultantes, se producen inmediatamente después de terminar la restauración. Las fracturas marginales se pueden explicar por las tensiones persistentes, inducidas durante la polimerización, pues la unión entre la resina compuesta y el ionómero de vidrio grabado, provoca la eliminación del espacio interno libre.

Otros estudios demostraron, que si las restauraciones de resina compuesta que recubren al ionómero de vidrio, se vuelven a unir (aplicación de un agente de unión, alrededor de la restauración pulida y terminada), puede prevenirse el microfiltrado.

El aumento de la fuerza de unión de la resina compuesta al ionómero de vidrio grabado, no resuelven el problema de la adaptación, porque las tensiones de la contracción de la masa de la resina exceden enormemente, las fuerzas de cohesión de los tejidos dentales duros, particularmente, las de los márgenes del esmalte de ángulo recto y grabados.

A partir de los estudios publicados por Lutz et al. y García-Godoy & Malone, parece ser que la forma de proceder con las restauraciones Clase II de resina compuesta sobre ionómero de vidrio, consiste en no grabar la base de ionómero de vidrio, e inmediatamente después de terminar y pulir la restauración, volver a aplicar el adhesivo dentinario (bonding), alrededor de los márgenes. Este último procedimiento (rebonding), ha demostrado que reduce el filtrado marginal bajo las restauraciones de resina compuesta, tanto si, se han recubierto, como si no, con un cemento de ionómero de vidrio.

5.- Evaluación biológica de los agentes adhesivos a la dentina.

Actulamente, el número de artículos publicados concernientes a la evaluación biológica de los agentes adhesivos a la dentina, son limitados. La mayoría de los resultados se encuentran en abstracts, presentados en reuniones científicas; los resultados y conclusiones de estas evaluaciones son diversas y no abarcan todos los sistemas de adhesión a la dentina.

Evaluaciones histológicas del tejido pulpar en animales expuestos a esteres halofosfatados de BIS-GMA, presentaron en la mayoría de los casos una ligera reacción o ninguna. Otra evaluación con el mismo material en premolares, reveló irritación pulpar y recciones inflamatorias moderadas, la mayoría benignos con tendencia a mejorar con el tiempo. Sin embargo, los investigadores recomiendan la protección pulpar para cavidades profundas. El material fue reportado citotóxico, al ser estudiado mediante un mpetodo modificado de liberación con Cromo-51.

Una evaluación histológica de los tejidos pulpares en animales expuestos al metacriloxietilfenil fosfato, reveló algunas reacciones en cavidades profundas, pero la mayoría de las reacciones fueron de ninguna a ligera. Otro estudio, realizado en cavidades con un recubrimiento pulpar y en cavidades completamente ácido-grabadas, reveló ningun síntoma clínico y ningún signo histológico de inflamación, en las cavidades con recubrimiento pulpar; y sólo una ligera inflamación en las cavidades completamente ácido-grabadas. En un estudio en premolares, se reportó inflamación pulpar en todas las cavidades donde se observaron estratos bacterianos; sin embargo, en los casos donde no se observaron bacterias, tampoco se observaron reacciones apreciables, daño pulpar, aún en los casos de comunicación pulpar o muy proximos a esta. Por lo que los investigadores concluyerón que el metacriloxietilfenil fosfato, no es químicamente

dañino a la pulpa.

Los sistemas de oxalato férrico, NTG-GMA y el PMDM, han sido evaluados por su citotoxicidad y su respuesta pulpar en estudios realizados con animales. Los resultados de las evaluaciones histológicas de respuesta pulpar, reportaron una ligera o ninguna irritación pulpar.

Los sistemas de ionómero de vidrio para restaurar lesiones Clase V, fueron evaluados en estudios en animales y en seres humanos. El material fue considerado tolerable por la pulpa, y las reacciones fueron similares a las que presentan con los cementos de policarboxilato.

6.- Estudios realizados en los Estados Unidos de América.

En los Estados Unidos de América, existe un nuevo método para obtener una fuerte adhesión entre las resinas compuestas y los tejidos dentales (esmalte y dentina). Este nuevo método produce una fuerza adhesiva en promedio, de una tonelada (2 000 libras) por pulgada cuadrada (140 Kg/cm2 o 14 MN /m2) de resistencia a la tensión entre la resina compuesta y la estructura dentaria. Este procedimiento experimental no ha logrado una validez comercial; pero algunas compañias están trabajando al respecto. El procedimiento comprende una aplicación secuencial de los tres componentes en solución.

La primera, es una solución acuosa de oxalato férrico hexahidratado al 6.8% (Fe2 (C2 O4)3 - 6 H2O), que acondiciona la dentina y el esmalte. La aplicación de esta solución ácida, logra remover la capa residual de dentina cortada, acondiciona y limpia la superficie tratada (Bowen, 1978). Al microscopio electrónico SEM, se observa el esmalte grabado similar al producido con ácido fosfórico. En la dentina, se observa que disuelve la capa residual de dentina cortada,

descalcifica la superficie de la dentina intertubular, y deposita una estructura en forma de red o malla, esta es adherente, rígida e insoluble. Se aplica esta solución de oxalato férrico durante 60 segundos, y por último se semi-seca con aire durante otros 10 segundos.

El segundo, es una solución de acetona con un compuesto de superficie activa. Se han descubierto tres compuestos de superficie activa efectivos, estos son: NPG-GMA (producto de reacción por adición entre el N-fenilglicina y el glicidil metacrilato), NTG-GMA (la unión del N(p-tolil)glicina y el glicidil metacrilato), y el NPG (N-fenilglicina). Se aplica la solución de acetona con uno de estos tres compuestos al 10% durante 10 segundos; después de que la acetona evapora, el exceso del componente se remueve, con la utilización de más solvente (acetona). Cualquiera de estos tres componentes colocado en la dentina y/o el esmalte tratados, provee un exceso de componente de superficie activa, que poseen la propiedad de formar complejos quelantes, en presencia de iones férricos en su superficie. Se cree que esta solución penetra dentro de las microporosidades de la dentina y del esmalte.

El tercero es una solución de acetona y un monómero, el PMDM (producto de reacción por adición de un dianhídrico piromelítico y un metacrilato 2-hidroxietil) al 5% (Fig. 59). El monómero PMDM, se parece a los dimetacrilatos y al BIS-GMA, utilizados en las resinas compuestas, pero el PMDM presenta 2 grupos carboxilo, en lugar de grupos hidroxilo; además de otras diferencias. Se aplica durante 60 segundos, el solvente volátil (acetona), evapora fácilmente, se aplica aire durante 10 segundos, y una fina capa de PMDM permanece en la dentina tratada o en la superficie del esmalte. En principio, corresponde al uso de un agente adhesivo pero presenta cualidades que producen una fuerte unión a la superficie tratada. Debido a un mecanismo de acción, aún no investigado, ni analizado, el PMDM polimeriza

"espontaneamente" por las interacciones entre estos materiales. Aparentemente, la polimerización inicia dentro de la estructura del sustrato interpenetrado, y continúa debido a una reacción en cadena por adición del PMDM (Bowen et al., 1983).

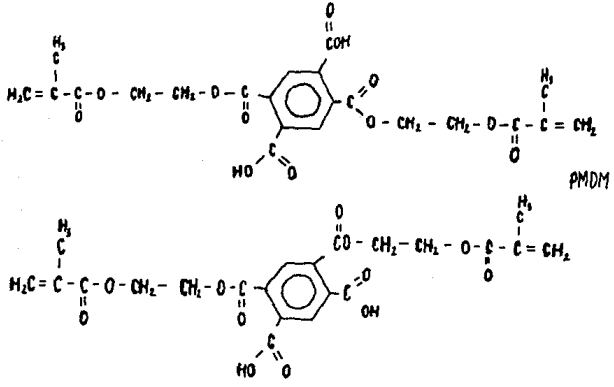


Fig. 59. Representación esquemática del producto de reacción por adición, de un dianhídrico piromelítico y un metacrilato 2-hidroxietil (PMDM). Dos probables isómeros.

Se aplica la resina compuesta (BIS-GMA y/o dimetacrilato u otros monómeros). Los monómeros de dimetacrilato de la resina compuesta y el PMDM de la superficie tratada, copolimerizan y producen una adhesión química fuerte entre las dos fases; dando una resistencia a la tensión de 14 MN/m2. Un estudio con 10 dientes extraídos, demostró la suficiente fuerza de magnitud para romper la dentina en la superficie de los dientes extraídos durante la exploración. El PMDM polimerizado, se observa en el microscopio electrónico SEM, como un intermediario entre la dentina y la resina compuesta.

La adhesión a la dentina obtenido por este método en laboratorio, es mucho más alto que la adhesión obtenida con los materiales comercialmente utilizados. La nueva técnica, es más complicada que aquellas que actualmente se utilizan. Esto crea una meta para las firmas comerciales dentales que deben producir y proporcionar instrucciones que conlleven a una utilización apropiada y alos mejores resultados clínicos. Los test de seguridad en animales de experimentación e in vitro, han sido favorables. Sin embargo, la estabilidad del color, permanencia de un adhesivo fuerte y otras características esenciales, necesitan de una mayor investigación.

7.- Estudios realizados en Japón.

Estudios referentes a la adhesión a la dentina, son llevados a cabo por los departamentos de operatorio dental y biomateriales en 29 escuelas de odontología del Japón. Algunos adhesivos y recubrimientos adhesivos son producidos en Japón, a partir de nuevos monómeros, especialmente desarrollados con este propósito; estos no contienen un sistema a base de ácido poliacrílico.

Masuhara (1969), reportó la polimerización del MMA (metil -metacrilato), en la colágena dentinal, obteniendo niveles de adhesión de 30 MN/m2 sobre marfil húmedo, como sustituto de la dentina. La polimerización fue catalizada por el tri-n-butil borano. Un metacrilato con un grupo azide, fue convertido en nitrene por irradiación ultravioleta. Este reaccionó con grupos amino en los péptidos de la dentina y se obtuvo una buena unión (Nakabayashi et al., 1977).

La interpenetración en los túbulos dentinarios, ha sido el principal objetivo, como lo ha sido en el caso de la interpenetración en el esmalte grabado (Rider et al., 1977; Gwinnett, 1977; Fusayama et al., 1979; Nordenvall y Brannstrom, 1980a.). Fusayama et al., (1979), descubrió que con el grabado con ácido fosfórico, la fuerza de adhesión a la dentina mejoraba a 60 kgf /cm2 (6MN/m2), debido al fuerte entrelazado mecánico de las uniones más densas formadas en los túbulos dentinarios ensanchados por el grabado ácido. Sin embargo, no se reconoció la función del ácido 2 metacriloxietil fenil fosfato (fenil-P)(Nakabayashi & Masuhara, 1980), que era la clave en el agente adhesivo. El fenil-P ayuda al monómero a penetrar en los túbulos, pero no existe evidencia que apoye la teoría, de que su reacción química con los tejidos dentales duros, mejoren la fuerza adhesiva.

La efectividad de los metacrilatos con grupos hidrofílicos e hidrofóbicos, en la adhesión con el tejido dental fue descubierta después de estudiar la interacción de varios metacrilatos con grupos químicamente reactivos con la apatita (Nakabayashi & Masuhara, 1980). La reacción química con los sustratos dentales, ciertamente mejora la adhesión, pero aún existen ciertas dudas, como son si la reacción química puede llevarse a cabo en estado sólido dentro de 10 minutos, en presencia de agua a 37° C., y si los productos de reacción pueden unirse al tejido. En la figura 60. se ilustra la interpenetración y absorción de los monómeros lipofílicos, en o sobre los sustratos dentales.

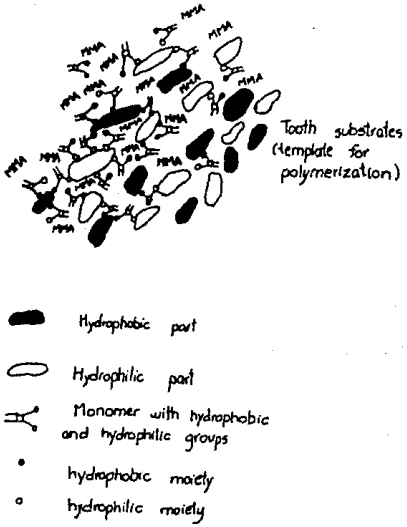


Fig. 60. Ilustración especulativa de la inetrpenetración y absorción de monómeros con grupos hidrofóbicos, en o sobre los substratos dentarios.

Monómeros adhesivos.

El 2 hidroxi-3- naftoxipropil metacrilato (HNPM), fue el primer monomero preparado, es lipofílico, pero no es reactivo con el tejido (Nakabayashi et al., 1978). También fue estudiado un agente homólogo, el 2 hidroxi-3-p-fenoxi fenoxipropil metacrilato (fenoxi - HPPM)(Nakabayashi et al., 1983 a.).

El concepto de los monómeros con grupos hidrofóbicos e hidrofílicos, efectivos para promover la adhesión a tejidos duros fue desarrollado a partir de la formación de los siguientes monómeros. El 2-metacriloxietil 2-bromoetil ácido fosfórico (bromo - P) y el fenil - P, son buenos intermediarios (Yamauchi et al., 1979), usados para sintetizar fosfolípidos con partes de

metacrilato para la preparación de polímeros biocompatibles. Los copolímeros del metacriloxietil fosforil colina no afectaron adversamente, la sangre y las celulas como era de esperarse (Kadoma et al., 1978). El fenil - P, es efectivo para desarrollar la hidrofobicidad del bromo - P, en la adhesión al esmalte y a la dentina. El fenil - P es un aditivo utilizado en el agente de unión para promover la adhesión entre el Clearfil (Kuraray Co., Osaka), la resina compuesta y los sustratos dentales.

El 4 - META (anhídrido 4-metacriloxietil trimelitato) (Fig. 61) y el 4 - MET (ácido 4-metacriloxietil trimelítico), constituyen el tercer tipo de monómeros investigados, y son prueba fehaciente de apoyo al concepto propuesto (Nakabayashi & Masuhara, 1980). Su efectividad es notable. El esmalte no grabado (Takeyama et al., 1978), esmalte limpio y dentina (Nakabayashi et al., 1982 a.); y aleaciones dentales. incluyendo la aleación de oro-platino (Takeyama et al., 1978; Tanaka et al., 1980. 1981), pueden unirse con resinas compuestas adhesivos que contengan 4 - META y 4 - MET. Con la evidencia del 4 - META, se pudo explicar la afinidad, compatibilidad y adhesividad de estos agentes con los tejidos dentales.

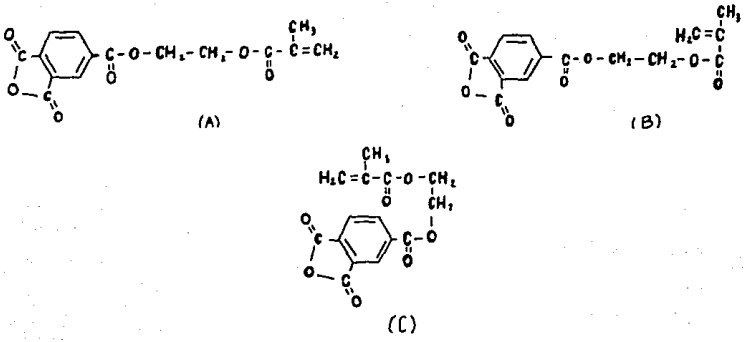


Fig. 61. Representación esquemática del anhídrido 4-metacriloxi etil trimelítico (4 - META): A) Fórmula completa; B) El grupo metacrilato en posición vertical; C) El grupo metacriloxietil, sobre el anillo.

Harashima et al (1984), reportó que el anhídrido 6 - metacriloxietil naftalene-1-2-6-tricaeboxilato (MENTA -1-2-6), tiene propiedades adhesivas similares a los del 4 - META. La efectividad y adhesividad del N, O - dimetacriliol tirosina (DMTY), da una fuerza adhesiva a la dentina de 17.2 MN/m2 (Munechika, 1983).

Los monómeros antes mencionados, exceptuando el HNPM y el fenoxi-HPPM, tienen grupos reactivos con la apatita y/o con la colágena, aunque no existen evidencias que demuestren que esta reacción química se lleva a cabo, excepto por su buena adhesión a la dentina. El grabado con ácido fosfórico remueve la apatita de la dentina (Nakabayashi et al., 1983b.). Los productos de reacción entre la apatita y los ácidos o el EDTA, no permanecen

en la superficie del diente. Existen metacrilatos con grupos no reactivos con la apatita, llamados monometacrilatos alquilene glicol, pero su adhesividad con la dentina no grabada, no es tan alta como el 5.9 MN/m2 reportado por Fusayama et al., 1979 (Fusayama et al., 1984).

La reacción química entre los monómeros y los sustratos dentarios, no llevan a la adhesión. Se recomienda la limpieza de la superficie dentaria, removiendo la capa residual de dentina cortada con una solución acuosa de ácido cítrico al 10%, y un 3% de solución de cloruor férrico antes de la adhesión. Entonces, los monómeros lipofílicos desarrollaran la penetración en los tejidos duros. Los metacrilatos infiltrados polimerizan allí, y se realiza una buena adhesión. La capa tiene una buena resistencia contra el ácido, semejante al del esmalte, por lo que se puede decir, que es un esmalte artificial. Es en efecto, una resina reforzante, que refuerza la dentina, al mismo tiempo que inifica el adhesivo con la dentina y el esmalte. Por lo que la adhesión a los sustratos dentinarios, es un tipo de hibridización del tejido natural con los materiales biocompatibles. La resistencia a la tensión del adhesivo en la dentina pretratada, es de 18 MN/m2, y al esmalte 14 MN/m2. Por otro lado, el valor se redujó a 6 MN/m2, cuando la dentina había sido pretratada con ácido fosfórico o cítricos puros. El cloruro férrico añadido al ácido cítrico protege el colágeno dentinario durante la desmineralización del tejido. Sin embargo, el cloruro férrico proporcionaba una protección inefectiva contra un ácido tan fuerte como el ácido fosfórico.

La alta fuerza de adhesión, no depende de la unión a los túbulos dentinarios, como se había considerado anteriormente; sino al acondicionamiento de la dentina, la interpenetración del adhesivo dentro de las microporosidades, y el reforzamiento de la dentina, dando como resultado una retención micromecánica (Fig. 62).

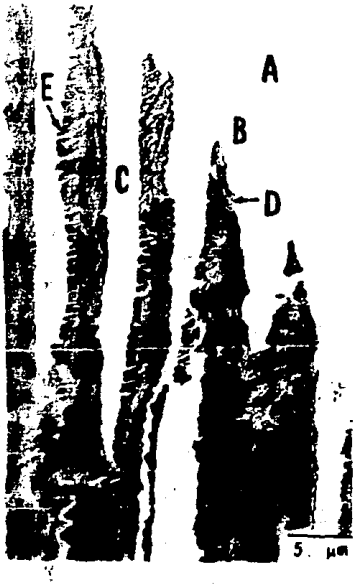


Fig. 62. Vista con microscopio de transmisión, de la interfase adhesiva entre el 4-META/MMA-TBB y la dentina pretratada con 10-3 solución (Nakabayashi et al., 1983b).
A. Resina polimerizada.
B. Resina polimerizada híbrida y dentina pretratada con 10-3 solución.
C. Restos.
D. Dentina intertubular.
E. Dentina peritubular.

8.- Estudios realizados en la República Federal de Alemania.

El primer material basado en PMMA, introducido en la República Federal de Alemania, fue el Palakav en 1968; fue desarrollado conjuntamente por Masuhara y Fischer (1969). Contiene un aditivo catalizado conteniendo boron, el tri-n-butil borano, utilizado para promover la polimerización con la colágena dentinal. El material fue recibido con gran entusiasmo, en aquel tiempo, pero se presentaron fracasos, debido a la falta de preparaciones retentivas en la mayoría de los casos, y a la falta de resistencia del material. Como resultado de esta experiencia, los dentistas alemanes rechazaron completamente durante varios años, a los polímeros como materiales restaurativos, incluso fueron renuentes en aceptar los materiales restaurativos de resina compuesta, que tuvieron gran desarrollo y mejoría introducidos a mediados de los años setentas.

Los cementos de ionómero de vidrio, son actualmente utilizados para la adhesión con el esmalte y la dentina. Su adhesión se explica en el Capítulo III. Existen dos productos disponibles en la República Federal de Alemania, el cemento de ionómero de vidrio Fuji (G-C Dental Industrial Corporation, Tokyo, Japan) y el Ketac-Fil (ESPE GmbH, Seefeld, RFA). Otros productos aún no han sido aprobados por la Agencia Federal de Salud, debido a que los materiales plásticos de restauración, son clasificados como medicamentos; y deben ser aprobados por esta Agencia. Para esto, el fabricante necesita recopilar suficientes estudios e investigaciones que confirmen que el producto no es dañino y que es adecuado para su aplicación clínica.

Las capas intermedias adhesivas.

Las capas intermedias adhesivas son recomendadas en la República Federal de Alemania, para resinas PMMA sin relleno. Un ejemplo, es el adhesivo Cavity Seal (Servitron), este es un ácido glicerofosfórico dimetacrilato. Existen principalmente 2 clases de agentes adhesivos:

1.- Los polímeros adhesivos en la forma de esteres Bowen con o sin relleno, sustancias de baja viscosidad, son utilizados con resinas compuestas de alta viscosidad en combinación con ácido grabado para mejorar la permeabilidad del esmalte y la profunda penetración en las microporosidades (ej. Bonding agent (J & J), Enamel Bond (3M Co.), o Nuva Seal (Caulk).

2.- Primers, sustancias que alteran las propiedades químicas del esmalte y la dentina; al mismo tiempo, mantienen la estructura micromorfológica, para obtener una buena compatibilidad.

El primer "primer", introducido en la República Federal de Alemania, fue el Cosmic Bond, una molécula bipolar que se une químicamente con los tejidos dentales duros (por quelación) y con los polímeros. Este es un producto de reacción del N-fenil glicina con el glicidil metacrilato que fue sintetizado por vez primera por Bowen (1965), en la forma de NPG-GMA. En la República Federal de Alemania, el producto más reciente y disponible en el mercado, es el Dentin Adhesit, fabricado por Vivadent (Liechtenstein), es una resina de poliuretano con cloruro metilene como solvente. La adhesión se debe a una reacción química de los grupos hidroxilo del esmalte y la dentina, y por las fuerzas adhesivas (dipolos). El Scotchbond (3M Co.)

aun no ha sido aprobado por la Agencia Federal de Salud.

Los efectos de la unión de los materiales de relleno o de los adhesivos al tejido dental, estudiados en la República Federal de Alemania, mediante dos métodos:

1.- La fuerza de unión puede determinarse por la medición de la fuerza requerida para fracturarlo en una prueba de tensión o de corte.

2.- El ajuste del sellado marginal, puede obtenerse comunmente, por medio de tests por difusión con tintes, o con marcadores radioactivos.

Agentes adhesivos o "primers".

En 1984, en la República Federal de Alemania, se realizaron investigaciones experimentales con los adhesivos a la dentina disponibles: Cemento de ionómero de vidrio Chemfil II (Fig. 63), Fuji Ionomer Type II y el Ketac-Fil; y los primers Dentin Adhesit y Scotchbond.

El Dentin Adhesit es un adhesivo de componente sencillo, basado en uretano, capaz de unirse a la dentina y a la resina Isosit; el fabricante indica una fuerza adhesiva de 3MN/m2.

El Scotchbond, es una preparación de dos componentes, contiene esteres fosfóricos halogenados de BIS-GMA, tri-etilene glicol dimetacrilato (TEGDMA), peróxido de benzoilo y una solución alcohólica de una sal de sulfinato de aril en la fabricación del líquido (Fig. 64).

Fig. 63. Cemento de ionómero de vidrio Chemfil II (Caulk Co.).

Las pruebas se realizaron con los productos comerciales almacenados durante 3 y 21 días en agua destilada a 37°C; y también se sometieron a un ciclo térmico. La medición más alta de adhesión con los cementos de ionómero de vidrio, fue de aproximadamente 3.2 MN/m2. El grabado de la dentina no aumenta la adhesión, pero el ciclo térmico tenía efectos ligeramente adversos en la adhesión.

La adhesión más alta que se reportó con los primers, fue de aproximadamente 4.7 MN/m2. Había diferencia clara entre los productos; el grabado de la dentina alteró la adhesión, dando una fuerte adhesión primaria, mientras que el ciclo térmico tenía claramente efectos negativos en la adhesión.

Fig. 64. Scotchbond (3M Co.).

9.- Factores que afectan la fuerza adhesiva de los agentes de unión a la dentina.

Los factores que afectan la fuerza adhesiva, bajo condiciones de laboratorio son:

A) El grabado de la dentina.

El tratamiento ácido de la dentina resulta en alteraciones de la estructura. La penetración del ácido puede mejorar la unión mecánica, pero a expensas de la viabilidad pulpar (Stanley et al., 1975; Goto & Jordan, 1973; Eriksen, 1974; Macko et al., 1978). La severidad de la reacción dependerá de la proximidad del irritante con los componentes vitales. Por lo tanto, los procedimientos de grabado ácido deben limitarse al esmalte (Consejo de Materiales Dentales, Instrumentos y Equipo, 1978).

B) Capa residual de dentina cortada.

Hansen (1984), estableció que la dentina desgastada y húmeda de las paredes de la cavidad representan un problema mucho mas complejo que la superficie del esmalte. La capa residual de dentina cortada, es un contaminante de la cavidad y ni el chorro de agua o el peróxido de hidrógeno pueden removerlo. Un ácido fuerte puede remover esta capa residual y obtener una fuerte adhesión, dicho tratamiento ácido es recomendado por el fabricante de Clearfil New Bond.

Fusayama et al. (1979), sugirió que si una solución ácida es aplicada por un corto tiempo, el ácido no podrá llegar a la pulpa. Sin embargo, Mjor et al. (1982), concluyó que la aplicación de la resina compuesta despues del tratamiento ácido, ocasionaba una reacción pulpar. Den-Mat, recomienda el uso de un a

gente limpiador (ácido poliacrílico), con un pH de 1.23 antes de la aplicación de la resina Creation. Un recubrimiento pulpar evitaría los efectos adversos del grabado ácido,pero podría evitar la unión de la resina con la dentina. Otros productos comerciales disponibles, recomiendan la limpieza con un chorro de agua o con peróxido de hidrógeno, dejando intacta la capa residual de dentina cortada.

Polimerización y contracción de la resina compuesta.

Hollinger y Moore (1979), establecieron que la composición de la resina adherida a la dentina, es afectada por la heterogenicidad de la superficie dentinal. La dentina preparada contiene zonas de materia orgánica e inorgánica. Si la unión ocurre en la materia orgánica, por ejemplo el colágeno, la fuerza de unión resultante mostrará la adhesión resina-colágeno, colágeno-colágeno. De acuerdo con Bowen (1967), la contracción durante la polimerización será de por lo menos 3.9 MN/m2; por lo que esta contracción debilita considerablemente la fuerza de unión.

Profundidad y composición de la dentina.

Debido a la dependencia con la hidroxiapatita para la formación de la unión química, la concentración de materia inorgánica afectara la fuerza de unión final. Como la densidad mineral de la dentina varía dependiendo de su localización en el diente, la fuerza de unión de la resina compuesta también variara.

Un estudio reciente realizado por Causton (1984), concluyó que la fuerza de unión en la dentina pulpar, es menor a la mitad de aquella en la dentina oclusal. La dentina pulpar es rica en proteínas, mientras que la dentina oclusal presenta altas concentraciones minerales. Además, la aplicación de soluciones mineralizantes en la dentina pulpar, mejoraba la eficiencia del agente de unión.

Utilización de dientes recien extraídos.

Causton y Johnson (1979), estudiaron los cambios que presenta la dentina de dientes recien extraídos; y su importancia en los estudios in vitro sobre la adhesión a los sustratos dentarios. Por lo que recomendaron el uso de dientes que tengan un tiempo no mayor de 10 a 20 minutos de baer sido extraídos.

Estructura de la dentina.

La dentina secundaria o esclerótica, difiere estructuralmente de la dentina primaria. Esto explica los fracasos clínicos en algunos dientes. Por lo que en futuros estudios in vitro, se tratará de utilizar dientes no erupcionados.

CONCLUSIONES

La información acerca del funcionamiento clínico prolongado de las resinas compuestas posteriores, aún es muy limitado. En febrero de 1986, el Consejo de Materiales Dentales, Instrumentos y Equipo, ha clasificado algunas resinas compuestas como "aceptables temporalmente", con garantía de uno a tres años en dientes permanentes, de acuerdo al programa de restauraciones con resina compuesta para Clases I y II. Algunas de estas son: Fulfil, Occlusin, P-10, p-30, Estilux Posterior, entre otras.

Sin embargo, esto no implica su uso ilimitado, sobretodo como material restaurativo en areas que soporten demasiada presión. Debido a que es un material que constantemente presenta modificaciones en sus propiedades químicas y físicas; que requiere de un manejo especial; es necesario conocer las precauciones que debemos tener en la colocación y manipulación de este tipo de restauraciones como son:

1.- El aislamiento del campo operatorio debe ser máximo, por lo que se recomienda el uso del dique de hule. Esto es importante, ya que las resinas compuestas son de los materiales más sensibles a la humedad. Además, para evitar la contaminación de las superficies ácido-grabadas y para el uso efectivo de los agentes adhesivos.

2.- Preparación de cavidades conservadoras, exponiendo la restauración a fuerzas oclusales mínimas. Esto incluye, el tratamiento de lesiones cariosas oclusales y proximales tempranas, donde la restauración puede ser pequeña, bien soportada y protegida por esmalte.

3.- La contracción del material produce fuerzas hacia la estructura dentaria, en la restauración con resina compuesta y en la interfase; no habiendo adherencia entre el material y el diente, dando como resultado microfiltraciones, dolor, sensibilidad post-operatoria y caries recurrente. La magnitud de las fuerzas dependerá del tamaño de la cavidad, así como de la técnica de inserción.

4.- Las porosidades, también afectan la durabilidad de la restauración, y son inducidas cuando son mezcladas (sistema de dos pastas) o durante la inserción del material en la cavidad, por lo que se recomiendan los sistemas foto-polimerizables (sistema de una sola pasta), y la utilización de técnicas de inserción por capas no mayores a 2 mm..

5.- La dificultad para establecer contactos proximales adecuados, debido a la viscosidad del material, así como la adaptación de los aditamentos (bandas matrices, coronas de celuloide).

6.- La pérdida de forma anatómica será mayor en areas que soporten fuerzas oclusales mayores, por lo que la preparación de la cavidad debe ser conservadora, así como, las fuerzas oclusales deben ser mínimas.

7.- Se ha reportado que la resistencia al desgaste, es insuficiente. Por lo que se concluyó, que el funcionamiento de algunas resinas compuestas después de dos años, podía considerarse satisfactoria. Sin embargo, algunas publicaciones reportan que las restauraciones con resina compuesta pueden justificarse en molares primarios, ya que el promedio de vida de estos dientes es de 3 años.

8.- Las restauraciones posteriores deben ser capaces de resistir y soportar las fuerzas masticatorias. Bryant (1986), investigó el módulo de elasticidad de las resinas compuestas posteriores y de la amalgama. Las resinas compuestas posteriores presentaron entre 8 y 18 GPa; mientras que la amalga

ma presento un módulo de elasticidad de entre 40 y 60 GPa. Por lo tanto, las restauraciones con resina compuesta posterior se deforma de 3 a 6 veces más que la amalgama. La sensibilidad post-operatoria bajo fuerzas masticatorias, se explica debido a esta deformación elástica.

9.- Debido a que la resina compuesta es un material heterogéneo (matriz- relleno, unidos mediante un agente de unión), es susceptible a degradarse en presencia de un medio húmedo. Soderholm (1984), demostró la permeabilidad del silicón presente en el relleno de la resina, y sugiere que la presión osmótica ocasiona fracturas a nivel de la interfase matriz-relleno. Wu et al. (1984), reportó que las restauraciones de resina compuesta posterior en boca, después de algun tiempo, presentan una superficie porosa; y sugiere que el medio oral, ocasiona la degradación hidrolítica de la restauración, reblandeciendo la superficie de esta.

10.- Siete resinas compuestas posteriores fueron examinadas por Ruyter y Uysaed (1985), el grado de polimerización de estas comprendió entre 55 y 73 %; y sin polimerizarse se presentó entre el 27 y 45 %. Por lo que, este porcentaje de resina sin polimerizarse juega un papel importante en la absorción de agua, y en la degradación hidrolítica de la restauración.

11.- La localización y tamaño de la restauración de resina compuesta posterior es importante. Leinfelder (1985), sugirió que el desgaste en molares, es aproximadamente el doble que en premolares.

Las resinas compuestas actualmente, no son substitutos de la amalgama. Sin embargo, cuando es aplicada en cavidades conservadoras, ofrece una alternativa estética. Además, las propiedades físicas y químicas de la resina pueden ser sobrelleva das mediante una técnica adecuada, o simplemente, limitando la cantidad de resina compuesta utilizada en la restauración.

A) Limitación de la cantidad de resina compuesta empleada en la restauración.

Las ventajas del ionómero de vidrio han sido bien establecidas. El uso de este material como base de las resinas compues tas ofrece las siguientes ventajas:

1.- Es biocompatible.
2.- Adherencia a la dentina.
3.- Contiene y libera flúor.
4.- Puede ser ácido-grabado, y por lo tanto, la resina compuesta puede unirse a él.
5.- Reduce la cantidad de resina empleada en la restauración, por lo que, la magnitud de contracción durante la polimerización, se reduce.

B) Técnicas específicas de inserción.

Pueden sobrellevarse algunas propiedades físicas y químicas desfavorables de las resinas compuestas, mediante la aplicación de una técnica de inserción adecuada.

1.- Dirigiendo las fuerzas de polimerización hacia el márgen de la cavidad (uso de sistemas foto-polimerizables). Lutz, Krejci y Odenberg (1986), publicaron un artículo sobre el uso de bandas matrices, para dirigir la contracción del incremento gingival, hacia el márgen. Los incrementos subse-

quentes, se colocan de la siguiente manera: se coloca un incremento en bucal, y se foto-polimeriza; después en lingual o palatino, y se foto-polimeriza, y así sucesivamente. Finalmente, se colocan 2 o 3 incrementos adicionales en oclusal, y son foto-polimerizados. Por lo tanto, la contracción durante la polimerización es dirigida hacia los margenes de la cavidad.

2.- Reduciendo el efecto de la fuerzas de lapolimerización, Bowen (1987), sugirió la colocación de partículas grandes de vidrio, insertadas en las partículas de resina prepolimerizadas. La reducción en la cantidad de resina compuesta empleada, aparentemente, reduce la contracción durante la polimerización, y mejora la adaptación marginal.

Con la reciente aparición de productos que poseen características de adhesión a la dentina, debemos considerar los siguientes aspectos:

1.- Las pruebas in vitro, muestran que los sistemas de unión a la dentina para resinas compuestas, no alcanzan los resultados obtenidos con el grabdo ácido del esmalte.
2.- La corelación de estos estudios con el desarrollo clínico, es desconocido.
3.- La información disponible es insuficiente para recomendar algún producto comercial.
4.- Debe tenerse cuidado cuando se utilize algún producto que requiera la aplicación de un grabador o de un agente limpiador ácido, sobre la dentina.

5.- Se requiere de mayor investigación para conocer la seguridad y efectividad de los sistemas adhesivos a la dentina, ya sean estos, productos comerciales disponibles o experimentales.

BIBLIOGRAFIA

1. Asmussen E. and Munksgaard E. C.
   Bonding of restorative resins to dentine promoted by aqueous mixtures of aldehydes and active monomers.
   International dental Journal, 1985; Vol. 35 # 2: 160-165.
2. Batchelder, Keith, FDMD; Richter, Robert J.; Vaidenyanathan, Tritala K., MS, PhD.
   Clinical factors affecting the strength of composite resin to enamel bonds.
   JADA, Vol. 114: 357-362, March, 1987.
3. Bayne, Taylor, Roberson, Wilder, Sturdevant, Heymann Lisk (U. of North Carolina, Chapel Hill, N. C.).
   Longterm clinical failures in posterior composites.
   J. Dental Research, Vol. 68: Abstract # 32, March, 1989.
4. Bergenholtz G.; Cox C. F.; Loesche W. J.; and Syed S. A.
   Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp.
   J. Oral Pathology, 1982: Vol. 11: 439-450.
5. Boksman, Leendert; Jordan, Ronald E.; Suzuki, Makoto; and Charles, David H.
   A visible light-cured posterior composite resin: results of a 3-year clinical evaluation.
   JADA, Vol. 112: 627-631, May, 1986.
6. Bowen, Rafael L.
   Bonding of restorative materials to dentine: the present status in the United States.
   IDJ, Vol. 35 # 2, 1985: 155-159.

7. Brannstrom Martin and Nordenvall K. J.
Bacterial penetration, pulpal reaction and the innner surface of Concise Enamel Bond. Composite filling in etched and unetched cavities.
J. Dental Research, Vol. 57: 3-10, Jan. 1978.

8. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.; Council on Dental Therapeutics.
Safety of dental amalgam.
JADA, Vol. 106: 519-520, Apr. 1983.

9. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.
Status report on posterior composites.
JADA, Vol. 107: 74-76, Jul. 1983.

10. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment,
Posterior composite resins.
JADA, Vol. 112: 707-708, May, 1986.

11. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.
Posterior composite resins: an update.
JADA, Vol. 113: 950-951, Dec. 1986.

12. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.
Dentin bonding systems: an update.
JADA, Vol. 114: 91-94, Jan. 1987.

13. Craig R. C.
Materiales dentales.
Ed. Interamericana. 3a. Edición.

14. Fortsen Lennart.
Hazards with posterior composites.
Procc. Finn. Dent. Soc., Vol. 82: 267-275, 1986.

15. Fuks Anna B.; Grajover, Rafael; & Eidelman Eliecer.
Assesment of marginal leakage of Class II amalgam, sealant restorations.
J. Dent. Child., Vol. 53: 343-345, Sep. 1986.

16. García Godoy, Franklin.
Clinical evaluation of a posterior composite in class II restorations in primary molars: one-year results.
Acta Odontol. Pedat., Vol. 5 (1): 9-11, Jun. 1984.
17. García Godoy, Franklin, D.D.S., M.S.
Restauraciones con resina compuesta sobre ionómero de vidrio clase II: ¿Grabar o no grabar?.
Quintessence, Edición española, Vol. II (2), 68-69, Feb. 1989.
18. Glasspole, Erickson (Dental Products Division/3M, St. Paul, Mn.).
The effect of finishing time on wear resistance of composites.
J. Dental Research, Vol. 68: Abstract # 203, Mar. 1989.
19. Gwinnett, John A.
Bonding of restorative resins to enamel.
IDJ, 1988, Vol. 38 # 2: 91-96.
20. Gwinnett, John A.; PhD, BDS, LDSRCS..
Adaptación a la dentina de un fondo de hidroxido de calcio foto-polimerizado.
Quintessence, edición española, Vol. II # 2: 63-67. Feb. 1989.
21. Herrin, H. Keith.
Use of a posterior composite resin to restore teeth and support enamel: report of a case.
JADA, Vol. 112: 845-846, Jun. 1986.
22. Hicks, M. John.
Preventive resin restorations, etching patterns, resin tag morphology and the enamel-resin interface.
J. Dent. Child. Vol. 51: 116-123, Mar. 1984.

23. Holan, Gideon; Fuks, Anna B.; Grajower, Rafael; & Chosack, Aubrey.
In vitro asessment of the effect of Scotchbond on the marginal leakage of Class II composite restorations in primary molars.
J. Dent. Child., Vol. 53: 188-192, May. 1986.

24. Houpt, Milton; Eidelman, Eliecer; Shey, Zia; Fuks, Anna; Chosack, Aubrey; and Shapira, Joseph.
Occlusal composite restoration: 4-year results.
JADA, Vol. 110: 351-353, Mar. 1985.

25. Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Vuylsteke, M.; and Davidson, C.L.
Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional, measuring technique.
J. of Dentistry, Vol. 12: 152-267, No. 3, 1984.

26. Leifler, Eva; and Varpio, Mirja.
Proximo-oclusal composite restorations in primary molars: a two-year follow up.
J. Dent. Child., Vol. 48: 411-416, Nov. 1981.

27. Leinfelder, Karl; Wilder, Aldridge; and Teixeira, Luiz C.
Wear rates of posterior composite resins.
JADA, Vol. 112: 829-833, Jun. 1986.

28. Lacy, Alton M. PhD., DDS.
A critical look at posterior composite restorations.
JADA, Vol. 114: 357-362; Mar. 1987.

29. Michelich, V. J.; Schuster, G.; and Pashley, D. H.
Bacterial penetration of human dentin in vitro.
J. Dent. Res., Vol. 59 (8): 1398-1403, Aug. 1980.

30. Misra, D. N.
Adsorption of 4-Methacryloxyethyl Trimellitate Anhydride (4 - META) on fidroxyapatite and its role in composite bonding.
J. Dental Research, Vol. 68 # 1: 42-47, Jan. 1989.

31. Mitchem, John; and Gronas, D. G..
In vivo evaluation of the wear of restorative resin.
JADA, Vol. 104: 333-337. Mar. 1982.

32. Mitchem, J. C.
The use and abuse of aesthetic materials in posterior teeth.
IDJ. Vol. 38, # 2: 119-125, 1988

33. Nakabayashi, N.
Bonding of restorative materials to dentine: the present status in Japan.
IDJ, 1985, Vol. 35 # 2: 145-154.

34. Neo, Jennifer; Denehy, Gerald; and Boyer, Daniel.
Effects on polymerization techniques on uniformity of cure of large-diameter, photo-initiated composite resin restorations.
JADA, Vol. 113: 905-909, Dec. 1986.

35. Nolden, R.
Bonding of restorative materials to dentine: the present status in the Federal Republic of Germany.
IDJ 1985, Vol. 35 # 2: 166-172.

36. Nordenvall, Karl-Johan; Malmgren, Barbro; and Brannstrom, Martin.
Desensitization of dentin by resin impregnation, a clinical and light-microscopic investigation.
J. Dent. Child., Vol. 51: 274-276, Jul. 1984.

37. Ohya-Misu, Mariko; Takase, Yasuaki; Yumii, Yoshihiro; Hirai, Yosito; and Ishikawa, Tatsuya.
A clinico-pathological study of pulp response to a composite resin restoration system using adhesive bonding agent.
Bull. Tokyo debt., Coll., Vol. 26: 1-15, Feb. 1985.

38. Ozawa Meida, Taeko.
Resinas compuestas posteriores.
Tesis profesional, Escuela de Odontología, Universidad Latinoamericana, 1989.

39. Perez Barreto, Nitzia E.; Luna Ortiz, Eduardo A..
Analisis de los nuevos materiales estéticos para posteriores en la actualidad.
Tesis profesional, Facultad de Odontología, U. N. A. M. 1988.

40. Powers, J. M.; and Fan, P. L.
Erosion of composite resins.
J. Dent. Res., Vol. 59 (5): 815-819, May. 1980.

41. Prati, Nucci, Montanaray (Dentistry Institute, U. of Bologna, Italy).
Early and post 24 hrs. shear bond strenght of posterior composite resins.
J. Dental Research, Vol. 68: Abstract # 882, jun. 1989.

42. Reisbick, M. H.
Materiales dentales en Odontología clínica.
Ed. El Manual Moderno.

43. Seltzer.
La Pulpa Dental.

44. Stanford, John W.
Bonding of restorative materials to dentine.
International Dental Journal, 1985. Vol. 35 (2): 133-138.

45. Stanford, John; sabri, Zaker; and Jose, Sophia.
A comparison of the effectiveness of dentine bonding agents.
IDJ 1985. Vol. 35 (2): 139-144.
46. Swift Jr., Edward J. D. M. D.
Actualización en cementos de ionómero de vidrio.
Quintessence, Edición española, Vol. II # 1, Enero 1989: 1-6.
47. Tonn, Elverne; Ryge, Gunnar; and Chambers, David W.
A two-year clinical study of a carvable composite resin
used as Class II restorations in primary molars.
J. Dent. Child., Vol. 47: 405-412, Nov. 1980.
48. Tonn, Elverne; Ryge, Gunnar.
Two-year clinical evaluation of light-cured composite
resin restorations in primary molars.
JADA, Vol. 111: 44-48, Jul. 1985.
49. Varpio, Mirja.
Proximoclusal composite restorations in primary molars:
a six-year follow up.
J. Dent. Child., Vol. 52: 435-440, Nov. 1985.
50. Vanherle, Guido; and Smith, Dennis C.
Posterior composite resin dental restorative materials.
Dental Products Division, 3M Company, 1985.