

411
2ej



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

SISTEMAS DE ADHESION
A DENTINA

Tesis Profesional

Que para obtener el título de
CIRUJANO DENTISTA
presentan

ALMA ROSA SANTOYO AGUILERA
MARIA SOLEDAD VERA URIZA

México, D. F.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

1988



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	1
CAPITULO I	3
SISTEMAS DE ADHESION DE MATERIALES A DENTINA.	
-Agentes de superficie activa (NPG-GMA)	
Cervident.	
-Sistemas de Esteres Fosfonatados.	
-Sistemas de Uretano/Isocianato.	
-Cementos restauradores de Ionómero de Vidrio.	
-Evaluación Comparativa de Varios Sistemas de Unión.	
CAPITULO II	18
DETERMINACION DE CONTRACCION DE POLIMERIZACION Y MICROFILTRACION.	
-Construcción de la Polimerización.	
-Microfiltración.	
-Efecto del Diseño del Anqulo Cavo-Superficial.	
-Grabado Acido del Esmalte.	
-Enlace de Resinas Compuestas a Dentina.	

CAPITULO III	49
RESISTENCIA A LA FRACTURA EN DIENTES RESTAURADOS CON RESINAS COMPUESTAS Y AGENTES DE ENLACE.	
DISCUSION	64
CONCLUSIONES	68
BIBLIOGRAFIA.	

INTRODUCCION.

Como es bien sabido, los avances de la ciencia y la tecnología en todos los aspectos de nuestra vida son cada vez más impresionantes. La odontología claro está, no deja pasar desapercibidas las innovadoras técnicas y materiales que surgen constantemente y que a ella se refieren.

Uno de los principales objetivos de la odontología restauradora, es lograr un sellado en la interfase de la restauración de diente. Una adhesión confiable, es decir, que sea fuerte y permanente, sería una propiedad muy deseable de una resina compuesta que es un material de los más modernos y que se emplea a menudo por el odontólogo mexicano.

Se produjeron avances en el margen del sellado y retención en esmalte con la introducción de las técnicas de unión de grabado-ácido de esmalte, pero desafortunadamente la dentina no posee una estructura homogénea, impidiendo así, el enlace mecánico efectivo encontrado en la técnica de unión por grabado del esmalte, y hace difícil obtener una verdadera unión química entre dentina y resina compuesta.

Un enlace efectivo es favorable, primero, cuando la necesidad de cortes retentivos se elimina evitando así la remoción de tejido dental en buenas condiciones. Segundo, cuando la adhesión implica contacto íntimo entre el diente y la restauración previniendo la penetración de bacterias, sustancias, etc. (microfiltración).

Las resinas compuestas dan excelente adhesión al esmalte cuando se usan en conjunto con la técnica de grabado Ácido. El enlace a la dentina sin embargo, a dado problemas que desde hace tiempo no han tenido una solución satisfactoria, solamente durante los dos últimos años se ha visto un progreso real en respuesta a este problema, ya que se ha demostrado en investigaciones recientes que el enlace de una resina compuesta a la dentina se puede lograr.

La capacidad de saber elegir correctamente el material de restauración analizando todas sus características y el caso clínico, depende mucho de la información a la cual el odontólogo pueda tener acceso.

Ponernos al tanto de los sistemas de adhesión y de un material de restauración es el objetivo de este estudio.

SISTEMAS DE ADHESION DE MATERIALES A DENTINA.

1) AGENTES DE SUPERFICIE ACTIVA (NPG-GMA) CERVIDENT.

El primer material de unión a dentina presentado en años recientes fue Cervident. El "promotor de adhesión" consiste de una superficie activa NPG-GMA (N-fenil-glicenil glicedil metacrilato), el cual fue desarrollado por Bowen en 1965. [4] El NPG-GMA incrementa la adaptación y unión de resinas compuestas a la dentina y esmalte y une químicamente la estructura del diente. Sin embargo, en estudios clínicos el uso de Cervident resultó un número significativo de fallas (38% a 41% en un periodo de 3-6 años) en lesiones de erosiones cervicales restauradas sin retención mecánica.

Jendresen reportó que la tasa de éxito de 3 años puede ser aumentada a 80% más cuando se restauren lesiones más profundas de 2 mm.

Los sistemas subsiguientes usaron un 50% de ácido cítrico como un agente de grabación prioritario a la unión de la dentina. El tratamiento de la dentina con ácido resultó en una unión resina-dentina que fue aproximadamente 25% tan fuerte como la unión de resina-grabación de esmalte. Estos materiales, sin embargo, fueron tóxicos para el tejido pulpar.

2) SISTEMAS DE ESTERES FOSFONATADOS.

Estos sistemas contienen grupos de fosfonatos que se unen al calcio en la hidroxiapatita, en la dentina y el esmalte y copolimerizan con el restaurativo.

2.1 BOND-LITE.

Es un sistema de dos componentes de cura con luz con catalizador dual. La activación de luz resulta en una significativamente mayor fuerza en la unión temprana, comparada con las de los agentes curados químicamente. Esto es importante ya que el mecanismo de terminado puede romper la frágil temprana unión de los sistemas de cura químicos. La segunda fase propone una curación continua en áreas donde la luz no haya penetrado.

Bondlite contiene 40% de BIS-GMA y otros bifuncionales monómeros acrílicos para fuerza y dureza. El ingrediente activo es una pequeña molécula hidrofílica fosfonatada.

Teóricamente esta molécula es más móvil que el BIS-GMA y por lo tanto más posible la unión con el fosfato de calcio en la estructura del diente.

2.2 CREATION BOND.

Este compuesto de un fosfanato éster disuelto en el solvente etil-metacrilato, el cual es aplicado separadamente a la dentina dejándolo secar. La resina BIS-GMA en forma de cura de luz Visar Seal es aplicada entonces a la dentina. El razonamiento es que esto permite una cantidad máxima de agentes de unión activos en la interfase dentina-esmalte.

El fabricante afirma que éste, potencialmente protege la pulpa durante la grabación con Acido del esmalte. La técnica es mucho más compleja que otros sistemas.

2.3 JOHNSON & JOHNSON.

Es un sistema de cura química de dos componentes. Los dos componentes consisten de ésteres de ácido fosfórico de BIS-GMA y una solución alcohólica P-tolueno-ácido sulfónico.

Es muy importante aplicar una capa delgada ya que el material no polimeriza completamente, hasta que la restauración de resina compuesta es colocada sobre él.

La cura con luz Sankin y los agentes de unión cura-química son ésteres piro-fosfato-metacrilato.

2.4 SCOTCHBOND.

Scotchbond adhesivo dental es un sistema de cura con luz de dos componentes. El componente activo consiste de ésteres de clorofósforo de BIS-GMA.

La cura química Scotchbond fue presentada en 1983 y generó gran interés en los adhesivos de la unión a dentina, pruebas que revelan que el recientemente introducido cura con luz Scotchbond se comporta ligeramente mejor que la versión de cura química. Datos recientes indican que Scotchbond es compatible con la mayoría de las otras resinas restaurativas.

Estudios de laboratorio demostraron que este producto, sin grabado por ácido, podía unir un compuesto con microrelleno a la dentina con un 25% de la fuerza de la unión de la resina con grabación del esmalte. Esta unión se obtuvo sin tratamiento de la superficie.

Investigaciones recientes reportadas por los productos dentales 3M revelaron un interesante descubrimiento. Scotchbond tuvo una afinidad específica por las resinas compuestas 3M. En evaluaciones de fortaleza de la unión de productos 3M comparados con otros productos, la fuerza de la unión fue de 2 ó 3 veces mayor para resinas 3M que con las otras.

Unos últimos estudios han indicado que no hay diferencias significativas cuando se usa Scotchbond con otras marcas de resinas compuestas.

A final de 1983 la compañía Ivoclar en Liechtenstein introdujo Dentin-Adhesit. Este material teóricamente forma una muy buena unión con la dentina. El fabricante recomienda que se use un agente de unión separado para el esmalte.

Cauton y Johnson [4] demostraron que soluciones mineralizadas tales como EDTA pueden aumentar la fuerza de la unión de las resinas compuestas con la dentina. Un estudio reciente de Bowen y sus colaboradores reportaron una fuerza de unión significativa con una compleja técnica que se utiliza con una solución de oxalato férrico. Concluyeron que su técnica fue igualmente efectiva para dentina o esmalte. La investigación está ahora siendo encaminada a simplificar la técnica para un uso clínico rutinario.

3) SISTEMAS DE URETANO/ISOCIANATO.

Este sistema intenta establecer fuertes uniones covalentes entre los grupos de uretano NCO y los grupos hidroxil en colágeno o hidroxiapatita. Los isocianatos pueden reaccionar con la humedad residual en un diente después de la evaporación del solvente, lo cual puede ser problemático.

Esta fase de reacción compuesta forma un enlace covalente con grupos hidroxil en el diente.

Dentina-Adhesivo, es un agente isocianato de un componente que contiene bajo peso molecular poliuretano en un solvente, el cual es colocado sobre la dentina. Una vez que seca, es resistente al ácido y actúa como delineador durante la grabación con ácido.

Los isocianatos han sido investigados como adhesivos dentinales en potencia. Siguiendo lo sugerido por Antonucci y co-investigadores (1980), el adhesivo mostrado en la figura No. 1 se sintetizó.

El separador R fue hexametileno y el grupo reactivo X el grupo isocianato. Una fuerza de enlace de 1MPa se reportó. Los isocianatos pueden enlazarse con el colágeno mediante reacciones con grupos hidroxil, carboxílicos, aminos y amidos. La reacción con grupos hidroxil y amino se muestra en la fig. No. 2. Mediante esas reacciones se forman derivados de uretano y urea.

Como los ácidos cloruros, las pocas fuerzas de enlace a la dentina pueden deberse al agua con la cual los isocianatos reaccionan más fácilmente con el colágeno.

Los isocianatos han tenido uso como producto comercial en diferente forma. En este material un prepolímero uretano que contiene un exceso de grupos isocianatos se emplea. Se ha llegado a medir una fuerza de 4MPa usando este tipo de adhesivo.

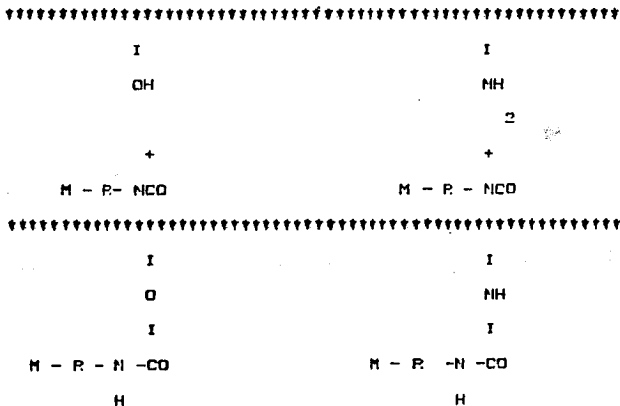
FIG. No. 1 ADHESIVO Y FUERZA DE ENLACE RESULATANTE.

M - R X FUERZA DE ENLACE (MPa)

M - (CH) -NCO. 19
 26

† ASMUSSEN Y MUNKSGAARD (1983)

FIG. No. 2 MECANISMO DE ENLACE DE ADHESION.



3.1 HELIOBOND.

Es un agente de unión del esmalte, colocado sobre el esmalte grabado y el Dentina-Adhesivo.

Esta técnica es mucho más compleja que la de otros sistemas. El sistema involucra rompimiento de cristales por lo que es inconveniente.

4) CEMENTOS RESTAURADORES DE IONOMERO DE VIDRIO.

Estos sistemas polvo-líquido contienen poliacrilato o ácido polimaléico, el cual tiene el potencial para hacer quiosis en los iones de calcio en el esmalte y la dentina.

Una aplicación de 10 a 20 segs. de 40% de ácido poliacrílico (Duralon líquido) ha sido demostrado para ayudar en la adhesión en la estructura de los dientes.

Una de las mayores ventajas es el largo periodo de liberación de iones de fluorido para hacer la estructura adyacente de los dientes más resistente a la formación de caries recurrente.

Los restaurativos de ionómero de vidrio no se contraen tanto durante su colocación, como lo hacen las resinas compuestas. Las principales desventajas son la susceptibilidad a la deshidratación y el ataque del agua en las primeras etapas de colocación, especialmente en las primeras 24 Hrs.

La aplicación de un barniz especial es recomendable después de colocarlo y después de terminar. La estética de una restauración de ionómero de vidrio no es igual a la restauración con resina. Las restauraciones del primero no son radioopacas.

Ketac-Fil es el único restaurativo de ionómero de vidrio que usa ácido polimaléico en vez de ácido poliacrílico. Esto permite colocar más rápido el cemento en la fase pitial, desarrollando de esa manera una más rápida resistencia a la humedad. El fabricante indica que ahora Ketac-Fil puede ser terminado 15mins. después de su colocación en vez de 24 Hrs.

5) EVALUACION COMPARATIVA DE VARIOS SISTEMAS DE UNION.

Como no se tienen datos clínicos de mucho tiempo atrás, se debe confiar en los datos de laboratorio para hacer esta evaluación. Dos tipos de pruebas de laboratorio fueron desarrolladas (microfiltración y estudios de fuerza de la unión), por la evaluación del producto en el laboratorio para evaluar la capacidad de cada sistema de unión a la dentina.

Una evaluación de microfiltración es usada para predecir que tan bien la restauración mantendrá clínicamente una integridad marginal. La microfiltración es definida como "el pasaje de las bacterias, fluidos, sustancias químicas, moléculas y iones entre diente y su restauración". Los

factores que contribuyen a la microfiltración incluyen espacio interfásial, inadecuadas propiedades físicas del material restaurativo, y técnicas restaurativas impropias. La microfiltración es clínicamente indetectable, especialmente en las primeras etapas. Para medir el grado de penetración de lejía en dientes termociclados, fueron capaces de determinar el grado relativo de unión de la dentina y esmalte.

En la primera parte de la investigación una preparación estandarizada clase "V" se utilizó para simular una lesión de erosión cervical clínica. (Algunos fabricantes de sistemas de unión dentina-esmalte han dicho que no es necesaria una preparación del diente para retención mecánica debido a la efectividad de sus sistemas). Estas preparaciones fueron hechas en la unión cemento-esmalte en ambas superficies, en la bucal y lingual de 50 dientes uniradiculares, un total de 100 preparaciones se hicieron, por cada material.

La preparación resultante tuvo un delgado margen de esmalte gingival de cemento-dentina. La capa fue removida con piedra pómez y una copa de hule. Los dientes fueron completamente enjuagados y secados con una jeringa de agua. Con excepción de los especímenes de Ketac-fil, el esmalte de la preparación fue grabado por 60 segs. y lavado por 30 segs., entonces se secaron con aire caliente para asegurarse de estar libres de aceite y libres de una superficie húmeda.

Los agentes de unión dentina-esmalte fueron aplicados de acuerdo a las instrucciones de los fabricantes. Para los especímenes de Ketac-Fil, ambos, el esmalte y la dentina fueron tratados con 40% de ácido poliacrílico y lavados completamente con agua.

Como recomienda el fabricante, el material de resina compuesta se introdujo por medio de una jeringa en la preparación, entonces las fuerzas de compresión se aplicaron usando una matriz Maylar. El material restaurativo fue curado a través de la matriz por 30 segs., entonces ésta fue removida y la restauración fue curada por otros 30 segs. Un iluminador de sombras de compuestos se utilizó para asegurar una curación.

Las restauraciones fueron terminadas y pulidas con discos Sof-Lex. Para prevenir la penetración de tintes en áreas diferentes a los márgenes de exposición los dientes fueron sellados con barniz de uñas hasta 2 mm. del margen de restauración. Cada uno de los dientes fue obturado con amalgama.

Los especímenes fueron termociclados por 120 ciclos para simular los cambios de temperatura que ocurren bajo condiciones clínicas.

Un ciclo consistió de 25 segs. en un baño neutral a 37 centígrados, 5 segs. en un baño de hielo a 5 centígrados, 25 segs. en un baño neutral a 37 centígrados y 5 segs. en un baño de agua caliente a 60 centígrados.

Los especímenes fueron sumergidos en una solución de 50% de nitrato de plata por 2 Hrs., entonces se colocaron en un revelador radiográfico bajo luz fluorescente por 4 hrs. Los dientes se cortaron a la mitad con un seccionador Isomet y el grado de penetración de tinte se observó bajo una amplificación de 25X.

Bondlite/Command Ultra Fino no exhibió filtración en el margen oclusal del esmalte, seguido por Scotchbond/Silux, Dentin-Adhesit/Heliobond/Heliosit y Cervident. Los otros materiales exhibieron filtración en el mismo rango que los del control.

La microfiltración fue mayor en el margen gingival que en el oclusal para todos los materiales probados. La menor porosidad en el margen de cemento-dentina fue de Sankin cura química y Pyrofil/agentes de unión cura-luz, Cervident, Scotchbond/Silux, Ketac-Fil y Dentin-Adhesit/Heliobond/Heliosit.

La mayor porosidad se obtuvo con Creation/Visar-Fil y Johnson & Johnson Dentin Bonding Agent/Certain. El restaurativo de ionómero de vidrio actuó igualmente en ambos márgenes.

Cervident se comportó excepcionalmente bien, sin embargo, un estudio clínico de Flynn presentó un relativamente alto grado de falla a los 6 años (40%) para lesiones aleatorias de erosión cervical.

Jendresen reportó que este grado de falla puede ser reducido con la selección apropiada de lesiones (cavidades clase V más profundas de 2mm.). La colocación de un mecanismo de retención también mejoraría el nivel de la misma.

Muchos estudios de microfiltración usan preparaciones con márgenes que son completamente en esmalte. En esta investigación se intentó simular una lesión de erosión cervical típica, la cual tiene un delgado margen de esmalte incisal/oclusal y margen gingival de dentina/cemento. El margen de esmalte incisal/oclusal es delgado en un 90% de los dientes permanentes, así reduce la efectividad de la técnica de unión por grabación por ácido. La microfiltración en el margen gingival es más probablemente esperada como una combinación de los sigs. factores: la carencia de una unión de dentina adecuada, la contracción de la polimerización del material restaurativo y una unión preferencial en el margen oclusal del esmalte. Ya que la unión del esmalte de las resinas compuestas es mucho más fuerte que la unión de la dentina, hay una tendencia para una abertura cervical para formar una ocurrencia de contracción de polimerización en la capacidad del esmalte.

Los parámetros de microfiltración y adhesión fueron evaluados por la penetración de tinte y la resistencia de fuerzas de corte.

Diez sistemas de unión dentina-esmalte presentando 4 categorías fueron probados. Una técnica de post-terminado envolviendo la adición de un agente de unión a los márgenes

restaurativos de pulido también evaluadas por sus efectos en la microfiltración. Se pensó que el tipo de resinas compuestas utilizadas pueden tener un efecto significativo en el grado de filtración.

También se pensó que las microgrietas se pueden reducir al igual que la microporosidad que es causada por pequeñas partículas restaurativas, debido a su incremento en la contracción de la polimerización y la absorción de agua.

En las evaluaciones iniciales del laboratorio de unión dentina-esmalte fueron utilizados con material de resinas compuestas de los fabricantes. En la segunda fase del estudio los compuestos restaurativos de cada una de las tres categorías fueron usados en combinación con cada uno de los tres más efectivos sistemas de unión dentina-esmalte. Los compuestos restaurativos fueron Silux (compuesto microfil), Command Ultra Fino (compuesto híbrido) y Prisma-Fil (compuesto de partículas pequeñas). Bondlite, Dentin-Adhesit/Heliobond, Light Cure Scotchbond fueron los tres sistemas de unión dentina-esmalte evaluados.

2.1 CONTRACCION DE LA POLIMERIZACION.

Es un hecho que la situación ideal, es obtener salud óptima en la dentición previniendo la caries. Desafortunadamente este estado de salud no siempre se mantiene y el proceso de caries alcanza la etapa irreversible.

Sería deseable remover la mínima cantidad de estructura dental para erradicar el tejido cariado y después restaurarlo con un material adhesivo que duplique las propiedades físico-químicas del diente original. Aunque hay muchas opciones disponibles de material restaurativo, la economía y la estética pueden llevar a una decisión radical tanto al dentista como al paciente a escoger materiales restaurativos para los dientes posteriores. A diferencia de las restauraciones anteriores, estos materiales deben superar las condiciones abrasivas producidas por la masticación.

La presencia de resinas posteriores fuertes y resistentes parecen depender de materiales resistentes a abrasivos. El contenido necesario para que el material resista naturalmente requiere un decremento en el polímero de la resina matriz. Es lógico que estas propiedades lleven a una disminución en la cantidad de la contracción que ocurre cuando la resina se polimeriza. Esta propiedad junto con la pérdida de la resina compuesta del diente al llenar la interfase es tema de este estudio.

**DETERMINACION DE CONTRACCION DE LA POLIMERIZACION Y
MICROFILTRACION.**

Avances recientes en la tecnología de polímeros de resina compuesta han dado al dentista productos fotoactivados altamente densos, 65-83% peso/vol hechos para preparaciones en cavidades posteriores. La contracción de la polimerización ocurre en esos materiales durante el proceso de curación. Esta contracción puede ser uno de los principales factores que determinan la longevidad de las resinas compuestas (Bausch et.al.1982)[13]. Las obturaciones con el material compuesto se basan en función de reforzar el polímero. Estas partículas de obturaciones tienen un alto grado de elasticidad y tienden a minimizar la contracción. Sin embargo, no previenen la creación de presiones internas dentro del material, en muchos casos pueden ocurrir fallas adhesivas o cohesivas. Como resultado de las fallas adhesivas la matriz empuja a la obturación del diente (Asmussen 1975)[1]. Las fallas cohesivas resultan de espacios o microgrietas dentro de la fase de la resina (Bowen 1967)[4]. Este material altamente presionado estará predispuesto a la corrosión, llevando a la pérdida de las capas superficiales. A la inversa, un polímero matriz sin contracción de polimerización debería contener menos microgrietas, así como una gran reducción de presiones internas. Entonces se debería esperar una demostración de mayor fuerza y mayor resistencia a la abrasión.

Este cambio volumétrico en la resina compuesta ha sido medido por muchos y diferentes métodos (Smith y Schoonorer, 1953; Lee, 1969; Denninson y Craig, 1962; Braden et.al. 1976; Hegdahl y Gjerdet, 1967; Brandypadhyay, 1982; De Gee

et.al. 1981)[13]. Actualmente existe una controversia concerniente a los efectos de la contracción de la polimerización en la obturación marginal de la restauración y los posibles daños como los márgenes fracturados en la estructura del diente (Asmussen, 1975; Lee y Orłowski, 1977; Bausch et.al. 1982; Bowen et.al. 1983; Lambrechts et.al. 1983; Davison y De Gee, 1984)[13]. Se han mostrado varias resinas compuestas para exhibir la contracción de la polimerización desde 1.57 hasta el 5.8 del volumen por ciento. Las resinas fotocuradas demostraron la mínima contracción. Las resinas fotoactivadas se contrajeron hacia las superficies exteriores de la restauración lo más cerca a la fuente de luz en contraste con las resinas químicamente activadas en las que la contracción ocurre hacia el centro del material (Asmussen, 1975; Jacobsen, 1976)[1,12].

En ambos casos las presiones internas se desarrollan en la resina compuesta, esas presiones tienden a causar microgrietas y posibles aberturas entre la restauración y la cavidad. El espacio observado en la pared de la cavidad y la interfase de la restauración cuando hay poca o ninguna adhesión, es menor que los valores calculados de la contracción volumétrica, simplemente porque una cantidad substancial de la contracción puede ocurrir perpendicularmente a la superficie en lugar de hacerlo directamente alojado de la pared de la cavidad. Cuando hay adhesión a la superficie del diente, se desarrollan presiones internas, las fuerzas producidas por la contracción de la polimerización de resinas se reportó por Bowen (1967)

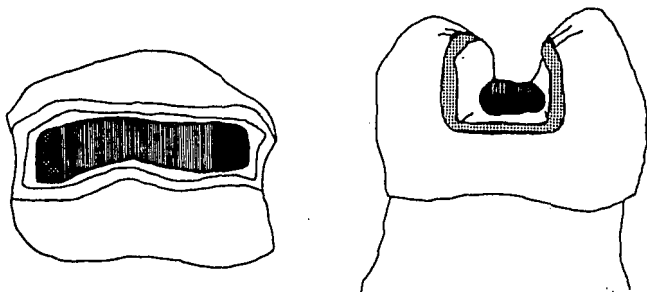
para alcanzar 2.4 MPa. Las más recientes presiones de contracción de 2.8 a 3.9 MPa se han reportado para resinas convencionales o con microrelleno (Davison y De Gee, 1984) [6]. Downen (1983) obtuvieron valores más grandes, 6.1-6.5 MPa para las resinas con microrelleno y 5.5-7.3 MPa para una resina convencional. Otros han reportado valores bajos de fuerzas generadas por la contracción de la polimerización.

El efecto de las fuerzas producidas durante el endurecimiento de las resinas compuestas es controvertido. Davison y De Gee (1984) sugirieron que las aberturas de contracción ocurren en las superficies dentinales donde no hay adhesión de la resina a la dentina, pero en presencia de enlaces dentinales la resina va a fluir durante la polimerización y mantendrá una buena adaptación. Otros (Asmussen y Jorgensen, 1972; Asmussen, 1974; Jorgensen et al. 1975; Lutz, 1976) [1, 14, 18] han demostrado que las presiones de polimerización pueden producir grietas en el esmalte. Igualmente la resina puede ser alojada del margen de la cavidad resultando poca adaptación marginal y microfiltración.

Para investigar el efecto de la contracción de la polimerización con resinas compuestas en clases II, se han emprendido muchos experimentos in vitro. El primer enfoque es la simple medida de la distancia intercuspal y el ángulo cavo superficial.

Tres grupos de premolares humanos se extrajeron y almacenaron en 0.1% de timol donde fueron limpiados e impresionados con material de impresión polivinilsiloxano (Express 3M Company). Las presiones MOD a un tercio de la distancia del istmo se hicieron usando una pieza de mano de alta velocidad. Un tercio del diente se restauró con resina compuesta (P-30 3M Company) fotocurada con agentes de enlace dentinal (Scotchbond 3M Company). La resina se puso en toda la cavidad y se fotocuró. Un segundo grupo se restauró colocando la resina en un tercio gingival y fotocurado este incremento a un nivel aún con el piso pulpar. Un segundo incremento paralelo al piso pulpar y a la mitad de la distancia del ángulo cavo-superficial oclusal se condensó y fotocuró. Un tercer grupo de restauraciones se colocó en los tres incrementos con la mayor distribución buco-lingual del compuesto posible como se describe en la fig. No. 1.

FIGURA No. 1 Preparaciones compuestas para cuando se desea reemplazar una amalgama.



Se tomaron impresiones de las restauraciones. Una preparación mesio-distal $\sim 2x$ del ancho de una fresa no. 56, se talló en cada restauración. La cavidad se obturó con P-30 y fotocuró. Se tomó otra impresión siguiendo esta cura final de la cavidad, todas las impresiones fueron vertidas con material epóxico muerto (Coors/Cerestore, Johnson & Johnson). Las distancias buco-linguales de las réplicas se midieron usando micrómetro digital. Los datos de este estudio aparecen en la tabla No. 1

TABLA 1

Tipo de Restauración	Cambio después de la polimerización	Cambio después de la preparación y restauración
Incremento simple	45um +/-6	16um +/-2
Incrementos Ocluso- Gingival	37um +/-4	6um +/-2
Incremento en la inclinación buco- lingual	33um +/-4	2um +/-2

El estudio indica que la distancia intercuspal del diente es reducida al máximo al poner un simple incremento de la resina.

Este estudio señala que la contracción de la polimerización de hecho da como resultado un cambio medurable en la dimensión del diente y esto puede reducirse mediante el uso de polimerización incremental.

El uso de preparaciones mesio-distales es capaz de promover la reducción de cambios producidos por la contracción. Este fenómeno puede contar para el alivio de la incomodidad post-operatoria cuando la preparación de canal es usada si realmente la absorción de agua no se ha compensado para la contracción de la polimerización.

Un segundo enfoque para evaluar los efectos de la contracción en el diente restaurado con resinas compuestas es medir la flexibilidad cuspal directamente con graduador de fuerzas. Este enfoque ha sido tomado (Morin y Douglas, 1984) [21] para demostrar el incremento en la rigidez cuspal mediante la autopolimerización de restauraciones de resinas compuestas (P-10).

En estos laboratorios se han usado graduadores de fuerza (CEA-09062UW-350, Grupos Mediadores Inc., Raleigh, NC) enlazados al tercio medio de la cúspide bucal de premolares (fig. No. 2). Los graduadores están adaptados al esmalte ácido grabado (37% de ácido ortofosfórico durante 60 segs.) y enlazado en su lugar con resina no rellena fotocurada BIS-GMA (Visiobond Espe). El diente es montado en yeso dental (Vel-Mix) en un anillo de cobre. El diente con cables estabilizados desde el graduador de fuerza se colocó en una Máquina Universal de Pruebas Instron como se muestra en la figura 3a y b, para presión cuspal estática con fuerza de 10 Kgs. La fuerza se midió directamente con un indicador

(Vishay/Ellis-20A, Grupo de Micromedidas Inc. Raleigh NC) y se almacenó dinámicamente usando una grabadora desmontable (Fisher Recordall Series 5000, Bausch y Lomb, Austin, Texas.)

FIGURA 2 Dibujo de la medida del cable enlazado al diente extraído con la preparación de cavidad MOD.

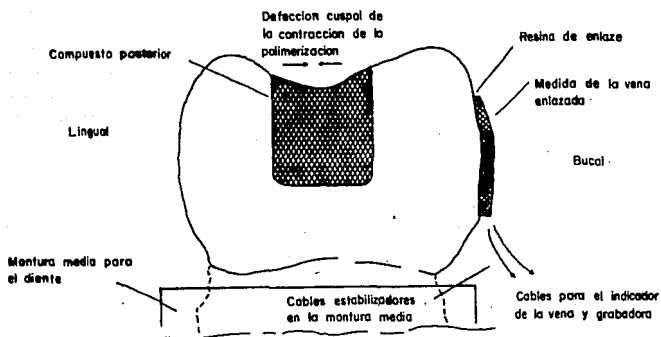
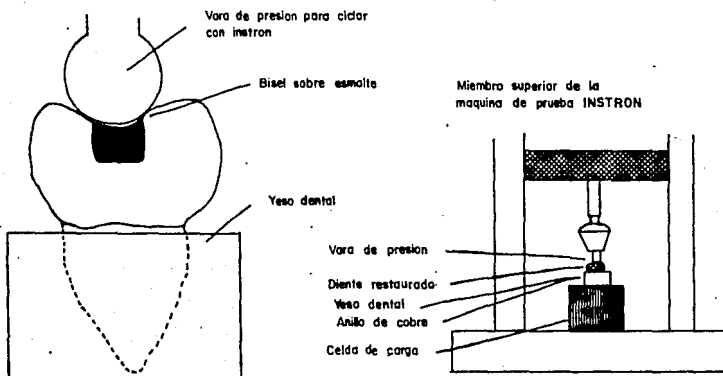


FIGURA 3 a. Diagrama esquemático de un diente humano extraído montado en yeso dental.

b. Posición del diente montado en una Máquina de Pruebas Universal Instron para carga axial del diente.



Un resultado típico de fuerza cuando se presionó a 10 Kgs. para un premolar intacto es de 20 u.m. (unidades de microfuerza). Cuando una preparación oclusal típica de acceso endodóntico se hace en oclusal con las paredes proximales y marginales intactas, la fuerza resultante cuando se presiona a 10 Kgs. no varía del diente intacto. Cuando una pequeña cavidad MOD se prepara y se presiona, la diferencia del diente intacto es aproximadamente 50 u.m. Una preparación MOD grande (mayor a un tercio de la distancia intercuspal) resulta en

aproximadamente 175 u.m. La restauración con agente de enlace fotocurado (Scotchbond) y con resina fotocurada (F-70) se llevó a cabo. El diente restaurado se inclinó hacia el diente intacto (+33 u.m.). Quitando la mayoría de F-30 y después presionando a 10 Kgs. de fuerza resultó en una lectura de -80 u.m. o de una diferencia de alrededor de 100 u.m. del diente intacto.

Esta serie de secuencias de medición de fuerzas demuestra la habilidad de la resina fotocurada para restaurar la fuerza intercuspil del diente cuando se presionan las fosetas triangulares. Si no, al menos, da suficiente información de las fuerzas internas puestas en el diente por la contracción de la polimerización de las resinas compuestas.

Los graduadores de fuerza adaptados a preparaciones MOD que se muestran en la figura No. 4 ilustran la fuerza producida en la cúspide bucal cuando la resina compuesta fotocurada se cura en un incremento (63 u.m.) tallando una preparación de canal.

Curar más la resina en el canal regresa la fuerza a aproximadamente el 75% (149 u.m.) de la flexión cuspal original.

La polimerización de las resinas compuestas en tres incrementos vacían las paredes axiales como se explica en la figura No.5 y en un patrón muy diferente de fuerza al de la figura No.4.

FIGURA 4 Curva de tensión obtenida curando una resina compuesta en una cavidad MOD en un incremento fotocurado 60 segs. Nótese que aproximadamente 60% de la tensión es mitigado mediante la preparación de canal, pero una mayor porción de esta reducción se pierde cuando la resina se cura en el canal.

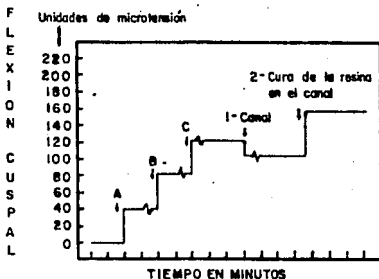
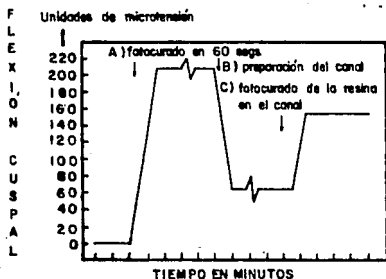


FIGURA 5 Curva de tensión obtenida cuando la resina compuesta en una preparación MOD se cura en tres incrementos. La tensión final es casi 50% menos que la observada en la figura 9. Nótese que la preparación de canal no es muy efectiva al mitigar la presión la cual aumenta cuando la resina se cura en el canal.

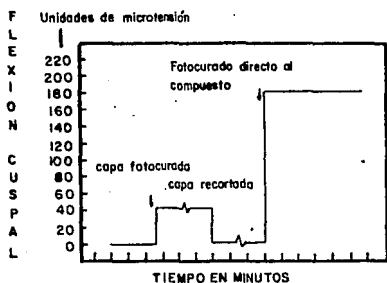
El incremento gingival produce una fuerza aproximadamente de 47 u.m., el segundo incremento aumenta la fuerza a aproximadamente 87 u.m. y el tercer incremento la aumenta a aproximadamente 123 u.m. Este valor es casi la mitad del producido por el incremento simple.

La preparación de canal mesio-distal redujo la fuerza a aprox. 102 u.m. Esto indica que el método de incrementación es relativamente efectivo al reducir la fuerza de polimerización en la cúspide.

Quando la preparación de canal se restauró, la fuerza real se hizo más elevada (161 u.m.) que la restauración original. Se tomó una impresión de la cavidad MOD y se fabricó una incrustación posterior en un molde. Cuando este tipo de restauraciones se pone en el diente con resina diluida compuesta, la fuerza de la cúspide bucal fue mínima (aprox. 45 u.m.) como se muestra en la figura No. 6. Quitando la restauración y fotocurando un incremento de la resina directamente resultó una alta lectura de fuerza (aprox. 180 u.m.). Esos resultados indican que la fuerza del diente a la contracción se reducen bastante, y pueden reducirse aún más usando la técnica indirecta.

Obviamente, hay muchas formas de reducir esas presiones en el diente modificando los diseños de la preparación bucal o lingual para caries proximal, accesos oclusales en esta área mediante espacios de preparaciones oclusales conservando las crestas marginales o la conservación del diente salvando el istmo de esmalte entre las fosetas triangulares.

FIGURA 6 Curva de tensión obtenida cuando la capa de la resina compuesta (indirecta) se colocó, nótese que la tensión es menor del 25% de la obtenida con un incremento simple de la resina compuesta directa. Cuando la capa se agita la tensión es mitigada y la flexión cuspal se demuestra mediante el simple curado en la preparación de la cavidad.



Por si fuera poco el efecto de la contracción de la polimerización se puede minimizar mediante el uso de cuñas pre-polimerizadas puestas en la cavidad u otras modificaciones de la técnica de polimerización directa. Cuando esas medidas no se utilizan y la preparación es una relativamente grande preparación MOD, el dentista debe considerar el uso de incrustaciones posteriores indirectas. Las ventajas y desventajas de las técnicas directas o indirectas se muestran en la tabla No. 2

TABLA 2

Ventajas de la técnica directa

- No se requiere trabajo de laboratorio
 - No es necesaria obturación temporal
 - No se necesita impresión
 - Restauración en una sola cita
-

Desventajas de la técnica directa

- Dificultad para establecer un contacto proximal ideal
- Márgenes gingival-proximal pobres
- Anatomía y terminado intraoral
- Más fuerza de la contracción de la polimerización en las cúspides

Ventajas de la técnica indirecta

- Fuerza mínima de la contracción de la polimerización en las cúspides
 - Una mejor adaptación marginal en gingival y proximal
 - Control de los contactos proximales
 - Mejores contornos y anatomía
 - Mejor terminado de la superficie
 - Mayor resistencia a la abrasión
-

Desventajas de la técnica indirecta

- Restauración en más de una cita
- Se requiere de impresión
- Se requiere obturación temporal
- Mayor costo

La técnica indirecta debe ser usada junto con un agente fotocurado de enlace dentinal (Scotchbond). El agente de enlace se coloca y se cura, la resina inpolimerizada (inhibida de aire) se limpia con pómez y/o algodón con alcohol. Este paso es necesario para obtener una impresión adecuada. La preparación requiere restauración temporal pero no se necesita anestesia cuando ésta se quita, ya que la dentina ha sido sellada con el agente de enlace. La incrustación se puede

almacenar el agua para minimizar la expansión por absorción y la presión del diente después de colocarse. Después de probar y ajustar la incrustación las superficies de esmalte que se van a grabar se deben limpiar mecánicamente con un instrumento de mano.

2.2 MICROFILTRACION

La permeabilidad marginal en la interfase de la restauración del diente, han sido de interés para los investigadores dentales por casi seis décadas.

El paso de fluidos, bacterias, moléculas o iones y aún el aire entre el material restaurativo y la cavidad del diente, se han definido como microfiltración. Este tema ha sido minuciosamente revisado por muchos investigadores (Kidd, 1976; Going, 1972, 1979; Bauer y Hensen, 1984)[11]. Entre los métodos usados para medir la microfiltración se mencionan las técnicas de visualización por microscopio (Asmussen y Jorgensen, 1972)[1,14] y las del contorno superficial.

Se pueden obtener detalles mucho mejores usando microscopía electrónica, el uso de técnicas de réplica para obtener especímenes es una excelente herramienta para examinar la adaptación de materiales restaurativos a la pared de la .

cavidad y cualquier formación de aberturas en la interfase. Hasta ahora sin embargo, esto no puede ser relacionado directamente con la microfiltración.

Se ha usado aire comprimido como una herramienta para poder determinar la microfiltración, algunos investigadores lo han usado para evaluar ciertos restaurativos. La penetración de bacterias en el área entre la restauración y la cavidad se introdujo por Fraser en 1929 y se han usado como medidas cualitativas por muchos investigadores (Rose et.al. 1955; Brown et.al., 1962; Mortensen et.al. 1965; Quist 1980). Las aberturas deben ser muy grandes ($\sim 2\mu$ m) antes de que una célula bacterial pueda físicamente acomodarse en la interfase y por lo tanto, se considera deseable medir la microfiltración por un método más sensible. Varios tintes han sido usados (Christen y Mitchell, 1976; Stuever et.al. 1971; Bounocore et.al. 1973; Mitchem y Granum, 1976; Crim y Mittingly, 1980; Prevost et.al. 1982)[19] para estudiar la microfiltración. Radioisótopos como Na22, Mn55, I131, S35, CA45 se han abocado también a medir la microfiltración por medio de la micrografía (Armstrong y Simon, 1955; Going et.al. 1968; Meyer et.al. 1974)[11] también se ha aplicado al estudio. Otros enfoques han incluido conductibilidad eléctrica (Jacobsen y Von Fraunhofer, 1975)[12], difusión reversa y caries artificiales usando la técnica de gelatina acidificada. La microradiografía o microscopía con luz polarizada se usan para evaluar la cantidad de desmineralización en la interfase restaurada del diente.

La evaluación de la microfiltración de resinas compuestas deben incluir el termociclado para estimular las condiciones intracrales. El coeficiente de expansión termal del diente (aprox. $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) difiere mucho de la de la resina compuesta ($26-40 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Si esos valores fueran más similares tal vez la cantidad de microfiltración observada se reduciría especialmente a áreas cervicales donde los enlaces de esmalte podrían ser débiles o el margen podría ser enlazado con el agente dentinal en la superficie de la raíz. La restauración de resinas compuestas pueden ser presionadas mecánicamente para simular las fuerzas masticatorias.

Bajo esas circunstancias la microfiltración podría producir una aproximación más real de lo que se espera in vivo. En estudios realizados en laboratorios han usado una Máquina Universal de Pruebas Instron en un ciclo que libera 10 Kgs. de fuerza para este propósito, mientras que el diente obturado se mantiene en una solución de nitrato de plata. Desafortunadamente los resultados pueden variar ligeramente si la resina en sí es presionada, o si las inclinaciones de la cúspide del diente se presionan. Una solución más complicada pero más realista se da usando una máquina MTS. Para simular movimientos de masticación en una "boca artificial", este sistema sin embargo, es caro y mucho más difícil de fabricar.

Cuando los márgenes oclusales del esmalte de restauraciones posteriores se biselan, la contracción de la polimerización se abre y la subsecuente microfiltración se puede reducir o eliminar (Asmussen 1974; Dilo y Jorgensen, 1977; De Geo y Davison, 1981)[1,7,14].

Es evidente que la resina puesta en la preparación reduce substancialmente la microfiltración como lo hace el uso de ácido grabador y el agente de enlace dentinal. La polimerización incremental de porciones gingivales y el uso de un agente de enlace dentinal se ha mostrado no para reducir la microfiltración en el margen del esmalte cervical en un estudio (Morin,1984)[21].

Otros han demostrado que esta técnica es valiosa para reducir o eliminar la posibilidad de microfiltración debido a la reducción de contracción de la polimerización. (Gillette,1984)[10]. En suma, es aparente que la contracción de la polimerización tiene un efecto directo en la microfiltración en las resinas compuestas. También parece que las fuerzas generadas por la contracción pueden producir fracturas en el esmalte y otras partes del diente. Esas fuerzas también juegan un papel al causar sensibilidad post-operatoria. Los estudios de laboratorio usando graduadores de fuerza para medir la flexibilidad cuspal indicaron que las resinas compuestas deben ser más polimerizadas en el área buco-lingual para reducir la fuerza

en el diente. La aplicación de técnicas indirectas para resinas compuestas minimizan la cantidad de presión al diente debido a la contracción de la polimerización.

2.3 EFECTO DEL DISEÑO DEL ANGULO CAVO-SUPERFICIAL

La preparación clase II representa un reto muy particular cuando la cavidad ha sido previamente restaurada con amalgama. En este caso la oportunidad no existe para enfocar la preparación de la cavidad con un diseño de canal (oclusal, bucal o lingual) permitiendo máxima conservación en la estructura del diente. La cavidad ideal para restauraciones posteriores se discute por Lutz (1985)[18] en el resto de este estudio.

Prevenir la contracción de fisuras y microfiltración en los márgenes próximo-gingivales es particularmente difícil. Jorgensen y Hisamitsu (1984)[14] han enfocado este problema usando una resina condensable, una mezcla de monómero visible ligero y vidrio silanizado GLK. en polvo. Ellos mostraron que era posible prevenir la formación de aberturas contráctiles en el ángulo cavo-superficial proximal con el uso de este material y la técnica de condensación.

Ehrnford y Derand (1984) [9] han demostrado una reducción de abertura cervical alrededor de 10 μ m usando una resina compuesta condensable. Hasta ahora no se tiene una resina compuesta ideal que no presente contracción de polimerización, ni expansión higroscópica y que tenga el mismo coeficiente de expansión termal que el diente.

2.4 GRABADO ACIDO DEL ESMALTE

Una vez hecha la cavidad, el grabado del esmalte se lleva a cabo de la siguiente manera:

- a) Las paredes de la cavidad serán limpiadas mecánicamente con un instrumento de mano.
- b) Aislar la pieza dental con dique de goma.
- c) Lavar y secar perfectamente las superficies de esmalte a grabar.
- d) Empapar las superficies con ácido ortofosfórico al 37% durante 60 segs.
- e) Lavar con agua en abundancia y posteriormente secar con aire comprimido.

Para corroborar el grabado, se deberán observar las paredes del esmalte completamente blancas, en caso de no ser así, se repetirá este procedimiento una vez más por 30 segs.

El grabado-ácido del esmalte disponible, indudablemente llevará a una mayor retención.

2.5 ENLACE DE RESINAS COMPUESTAS A LA DENTINA.

La dentina es fundamentalmente un tejido mucho más difícil de enlazar que el esmalte. esto es porque contiene aproximadamente 30% del volumen de energía proteínica de baja superficie y su estructura porosa exuda el fluido proteínico. Como lo han dicho Asmussen y Munksgaard[1], la penetración de resinas convencionales a túbulos por sí sola, no da una retención clínica viable a la dentina vital, aún si la dentina se ácido-graba. La penetración de la resina a los túbulos de la dentina no es análoga a los terminados en el esmalte ácido-grabado, la mayoría de los grabadores son moléculas di- o multifuncionales que contienen grupos capaces de reaccionar con el calcio o proteínas del diente y grupos metacrilados para enlazarse a la resina restaurativa. Es muy evidente que el simple enlace iónico del calcio o el enlace covalente a las proteínas, no es suficiente para explicar el mecanismo de

adhesión de algunos materiales a la dentina. En muchos casos se tiende a que los grabadores formen o sean parte de una zona de transición en la cual el calcio se difunde en la capa del grabador y éste se pueda infiltrar en la superficie de la dentina y subsecuentemente polimerice. Este último mecanismo necesita explicar la adhesión de algunas preparaciones que no contienen un grupo reactivo colágeno o de calcio. La atracción intermolecular al colágeno dentinal vía Van der Waals no es suficiente para dar adhesión en un medio ambiente húmedo.

Asmussen y Munksgaard han revisado el grado de componentes sintetizados e investigado a principio de los 50's, pero no fue sino al principio de los 80's cuando los reportes de retención de una resina a la dentina en cavidades no talladas en boca, empezaron a aparecer en la literatura. Las medidas de fuerza satisfactorias en los enlaces no se traducen en éxitos clínicos.

Las preparaciones dentinales actualmente se están desarrollando y tienen una aplicación clínica aceptable, pero es inevitable que muchas de las diversas entidades químicas se irán por la borda en cuanto los conocimientos a cerca de su rendimiento queden chicos para las necesidades del dentista.

Los objetivos de este estudio son los de dar un panorama y perspectiva en el trabajo de laboratorio y clínico que se ha hecho para actualizar los grabadores dentinales para resinas,

Existen reportes de laboratorio de materiales y técnicas que se requieren para realizar la adhesión (hecho por Causton y Brauer, 1982) [5]. Desafortunadamente se han verificado muy pocos y mucho menos han sido probados ni se les ha usado clínicamente. Porqué esto?. Puede ser que los descubrimientos originales resultaron de una combinación muy particular de circunstancias del trabajo original. Medir la fuerza de enlace no solo depende mucho en la forma en que se haga, sino en variables experimentales que son poco comprensibles y a veces difíciles de entender y controlar. La dentina y el enlace medido a ella, varía de acuerdo al tipo de diente y a la región de la dentina seleccionada (oclusal, media, labial, etc.); la distancia entre la confluencia esmalte-dentina, (Causton y Beech, 1984) [3,5], la respuesta al trauma, caries, procedimientos clínicos, exposición al medio ambiente oral y demás. Dado que son tantas, que es imposible controlar alguna de esas variables hay un argumento para tratar este problema mediante el análisis estático de un número suficiente de medidas. Otras variables relacionadas con la medición de fuerzas de enlace incluyen la aplicación del material restaurativo de resinas con o sin presión, en bruto o muy delgado, rompiendo el enlace a velocidades diferentes en corte o tensión, o más frecuentemente en algo parecido a esas dos formas. Mientras los especímenes analizados se almacenan en agua por uno o algunos días y a veces se consideró el ciclo termal y las condiciones variables de las que se experimentan en boca.

agua por uno o algunos días y a veces se consideró el ciclo termal y las condiciones variables de las que se experimentan en boca.

El Comité Técnico de Organizaciones Internacionales de Normas 106 (Odontología) recientemente formó un Grupo de Trabajo, convocado para desarrollar un método estándar de pruebas para medir la fuerza de enlace a la estructura del diente. Se espera que este método obtenga los resultados de diferentes experimentos que sean significativamente comprobados, pero desafortunadamente, por ahora no es posible.

El cuadro No. 1 demuestra las fuerzas tensoras de enlace en MPa y las desviaciones asociadas de materiales de resinas con algunos grabadores propios de la dentina y de ionómero de vidrio a la dentina, esmalte e hidroxiapatita sintética. La hidroxiapatita sintética se usó para la similitud química de la dentina. Se enlazaron rellenos linguales de enlaces ortodónticos directos con revés de red a una Área definida de la subcapa y se rompió la tensión de enlace después de 24hrs. de estar en el agua. Los grabadores son mencionados por sus nombres ya que la formulación particular y su presentación pueden tener mayor influencia en su función. Como se muestra en el cuadro No. 1 las fuerzas de enlace a la dentina se notaron menos en el Clearfil y Coremax que en los demás materiales. No se encontró enlace alguno en el Creation Bond. Generalmente los enlaces de esmalte y la hidroxiapatita fueron más fuertes que los de la dentina. Coremax mostró una marcada mejoría al enlazarse al esmalte y a la hidroxiapatita que a la

El uso clínico, la confiabilidad o reproductibilidad al obtener un enlace es crítico por la forma de proceder. Por lo tanto la desviación estándar y otras medidas de variación se deben considerar junto con la principal fuerza de unión de enlace. Citar el grado de resultados y el número de especímenes por lo que no se formó ningún enlace es también valioso. Una ilustración de éstos es el BIS-GMA (Bowen, 1965)[4] que es la base de la preparación Cervident y el éster fosfato halogenado que es la base del Scotchbond se refleja en la funcionalidad clínica de esos materiales y que se discutirá.

CUADRO 1

Fuerza de enlace (Av) y Desviaciones estándar (SD).

	Scotchbond	Clearfil	Cervident
	Av +/- SD	Av +/- SD	Av +/- SD
DENTINA	1.8+/-0.4	0.6+/-0.3	2.0+/-1.6
ESMALTE	2.7+/-0.7	1.0+/-0.9	2.1+/-0.9
HIDROXI-	2.4+/-0.7	1.6+/-1.1	3.6+/-0.9
APATITA			

	Coremax	Adhesit	Ionómero de vidrio
	Av +/- SD	Av +/- SD	Av +/- SD
DENTINA	0.7+/-1.0	3.4+/-0.7	2.2+/-0.8
ESMALTE	3.4+/-0.6	5.8+/-1.1	4.5+/-1.5
HIDROXI- APATITA	3.3+/-0.3	4.3+/-1.0	4.5+/-0.3

Una determinante crítica en la productibilidad es la sencibilidad del grabador. En otras palabras, si el enlace es muy afectado por la presencia de una capa manchada o por humedad, el grosor del grabador, el tiempo en que se aplica la resina, etc. el procedimiento no dará el éxito clínico. Igual de complicado, el consumo de tiempo, los procedimientos de enlace de multietapas, incrementan la oportunidad de fracasar.

Estudios clínicos midieron las fuerzas de enlace principal y las desviaciones estándar. Reportaron que es un proceso que puede ser de utilidad clínica. Pero desafortunadamente, las pruebas clínicas son difíciles y tardaran años en completarse. Estudios significativos son por lo tanto raros y retardan el desarrollo de materiales. La lesión abrasión/erosión clase V es un modelo excelente para estudios clínicos porque es muy

disponible, sin caries, con una gran área de dentina, no tallada, la antiestética no es crítica y usualmente se encuentra en dientes anteriores con buen acceso.

El cuadro No. 2 demuestra el porcentaje acumulativo de pérdida de lesiones de abrasión/erosión entre restauraciones clase V de pruebas clínicas, desafortunadamente la mayoría de esas pruebas han durado poco tiempo pero en algunos casos, los resultados demuestran la fallas prematuras substanciales y el prolongar el tiempo de esas pruebas sería de poco valor. En todos, excepto dos grupos, ningún ácido grabador en el esmalte se ha considerado, por eso la durabilidad del enlace con grabado solo puede ser averiguada.

CUADRO 2

Pérdida de lesiones abrasión/erosión en cavidades clase V.

Material	Restauración	% pérdida acumulativa			
		<3wks	3 mo	6 mo	1 y
Fuji II ionómero de v.	118	0	-	2	2
Cervident	41*	-	-	39	45
Scotchbond					
+Silar	54	20	0	44	-
+Silux	168	6	-	18	-
Adhesit + Silux	42	52	74	-	-
Adhesit + Heliolit	30	23	-	-	-
Creation Bbond +	42	55	85	-	-
Visar-fil					

* Esmalte grabado

Lo más notable de estos datos es:

1) La mucho menor pérdida de Silux ligeramente curado comparado con el Silar autocurado, posiblemente se deba, a la contracción de la polimerización más favorable en los materiales ligeramente curados.

2) Las grandes pérdidas prematuras con Adhesit, con Silar y Creation Bond, con Visar-fil. Indudablemente, estamos demostrando factores que favorecen el éxito clínico con esos

sistemas. Por ejemplo en el caso de Adhesit una resina más fluida como el Heliosit o la aplicación de un grabador monómero debido al grado de fallas.

3) El ionómero de vidrio es claramente el material más retentivo.

El grado de pérdida clínicamente aceptable en este estudio para las restauraciones clase V y probablemente otras restauraciones sin presión, parecen ser de 2% en un ionómero de vidrio moderno.

Para restauraciones presionadas, aún no se está en un punto donde la adhesión a la dentina se consideraría como el único medio de retención aunque como bien demostró Asmussen y Munksgaard, las brechas marginales reducidas podrían ser consideradas. Podría ser que la habilidad para sellar el margen de resina/dentina donde no hay esmalte, es la ventaja significativa en grabadores dentinales más que la habilidad para retener restauraciones en cavidades adelgazadas. Sin embargo, la contracción de la polimerización y el relajamiento de la presión de la resina y la forma y tamaño de la cavidad son de gran importancia.

El plano de brecha de Asmussen y Munksgaard contra la fuerza de enlace, lleva a cero brecha marginal hasta más o menos 20MPa de fuerza de enlace. Cuando se enlazan con esta fuerza las fallas en la dentina o resina se pueden suscitar debido a las enormes fuerzas generadas por la contracción de la polimerización. Para que un grabador adhesivo reduzca la brecha marginal, se debe formar un enlace muy rápido, antes de

que el material restaurativo se halla polimerizado. Hay una evidencia creciente que sugiere que los procedimientos como el terminado o pulido, deben ser demorados un día al menos para evitar disturbios al enlace, ya que los enlaces que se forman con algunos grabadores tardan horas en ganar fuerza.

**RESISTENCIA A LA FRACTURA EN DIENTES OBTURADOS
CON RESINAS COMPUESTAS.**

La pérdida de dientes por fractura se sitúa en el tercer lugar después de las enfermedades periodontales y la caries, y es especialmente común en personas mayores de 40 años.

Mientras haya más gente que conserve su dentadura por más tiempo, se espera que el problema de fractura se incremente.

Las cúspides de dientes posteriores se inclinan al máximo, cuando se hace una cavidad clase II la altura efectiva de las cúspides se incrementa. El resultado es que las cúspides debilitadas se inclinan más bajo presión y dan pie a caries o fracturas. La aleación de amalgama, que es el material de obturación más usual en piezas posteriores, no tiene el efecto de reforzar al diente.

Se han introducido muchos materiales restaurativos, que pueden ser usados en combinación con agentes dentinales como el adhesivo dental Scotchbond.

Usadas así las resinas compuestas pueden tener el potencial de disminuir la inclinación y la fractura de cúspides. Un estudio reciente encontró que la duración cuspal de premolares superiores podía mejorar cuando la preparación de la cavidad MOD fuese grabada con ácido y restaurada con resina P-10.

Se hizo un estudio con 30 premolares humanos sanos y sin restaurar. El tiempo desde la extracción al estudio fue de menos de 3 meses. Antes de estudiarse los dientes fueron almacenados en agua destilada a temperatura ambiente. Durante el estudio nunca se permitió que la piezas se deshidrataran.

Las dimensiones de los dientes se midieron usando una mesa digital X-Y con aplicación menos X 10 y fueron:

- a) dimensión mesio-distal más ancha
- b) dimensión buco-lingual más ancha
- c) dimensión intercuspil

Antes de hacer cavidades, todos los dientes se examinaron con un microscopio x 10 y se les transluce luz fibroóptica para determinar la posible existencia de grietas, éstas fueron archivadas en una hoja de datos. Si se encontraban grandes grietas el diente no se usaba en el estudio. Los dientes se montaban en sostenedores Plexiglass insertando las raíces en resina autopolimerizable Duralight. Todos los dientes se insertaron con la cúspide bucal a 12mm. del sostenedor.

Los dientes se dividieron en 3 grupos como se muestra en el cuadro No. 1, se seleccionaron al azar en base a las facetas mínimas de uso. Los dientes de grupo II y III fueron juegos contralaterales. Un diente de cada par contralateral fue colocado en el grupo II y el segundo en el grupo III, así se compararon los resultados de todos los dientes contralaterales.

CUADRO 1

Grupos tratados

No. de grupo	Tratamiento	No. de dientes
I	Dientes intactos	8
II	Cavidad MOD con restauración de amalgama	11
III	Cavidad MOD con Scotchbond y restauración con P-10	11

Antes de hacer cavidades se limpió cada diente con pómez y agua, con cepillo profiláctico en una pieza de mano de baja velocidad. Cada cavidad se hizo con una fresa de fisura No.56 en una pieza de mano de alta velocidad.

La fresa usada en las preparaciones se colocó en el canal central de cada diente. Solamente se dejó el espacio necesario entre la fresa y su guía. Durante la preparación de cavidades todos los dientes se mantuvieron húmedos mediante lavados continuos mientras se tallaban, operación que se hizo con cuidado para evitar sobrecalentamiento. El agua rociada por la pieza de mano no sirvió aquí por las dimensiones tanto de la

fresa como de la cavidad. Después de cada pasada con la pieza de mano se irrigaba el diente y la preparación para asegurar suficiente humedad en ambos.

La profundidad de cada preparación se estableció colocando una hoja de metal de 3mm entre la pieza de mano y la guía, cuando la punta de la fresa contactaba la confluencia de los ángulos bucales y linguales. Cuando se retiraba la hoja, la fresa podía tallar el diente a la profundidad predeterminada de 3mm.

El resultado de la preparación fue un canal MOD. La distancia buco-lingual de este canal fue uniforme. No se colocaron inclinaciones en las obturaciones. Las dimensiones en las preparaciones y en las cúspides bucales y linguales se midieron con microscopio x 10 en la mesa digital X-Y.

La colocación de las restauraciones de amalgama después de la preparación MOD se hicieron con los dientes del grupo II, dos capas delgadas de barniz para cavidades S.S. White Universal, se aplicaron a la dentina y esmaltaron en la superficie de la preparación con algodón. Una matriz metálica se colocó al rededor del diente. Se mezcló amalgama regular y se obtuvo la restauración. Se usaron condensadores manuales de amalgama para condensarla y pulirla. Se le dió forma con un Hollenback No. 1/2. Después se completó la restauración y el diente se guardó en agua destilada a 37 centígrados por dos días hasta probarlo.

La obturación con Scotchbond/P-10 se llevó a cabo de la siguiente manera:

Resinas P-10 y Scotchbond fueron mezclados y colocados, después de preparar la cavidad del diente del grupo III se secó con aire y se aplicó el gel Ácido fosfórico al 37%, las paredes fueron talladas durante 60 segs., después se enjuago con agua pura durante 45 segs. El esmalte y la dentina se secaron con aire libre de aceite y humedad durante 30 segs.

Si las superficies no aparecían totalmente blancas se repetía el procedimiento otros 30 segs.

Se rodeó el diente con una matriz Tofflemire, se mezcló una gota de Scotchbond A y B durante 5 a 10 segs. con un cepillo. Se aplicó una capa delgada de la preparación a toda la dentina y esmalte con el cepillo. Se aplicó un poco de aire para expandir el adhesivo y evaporar el solvente. Inmediatamente después una segunda capa de Scotchbond se aplicó y se secó con aire.

Partes iguales de pasta P-10 A y B se mezclaron durante 30 segs., doblando el material con el instrumento plástico para mezclar adecuadamente durante 30 segs. Se utilizó una jeringa compuesta Concentrix C-R para insertar la preparación P-10 colocandola al principio en el piso pulpar y trabajando hacia oclusal. La cavidad se sobreobturó. Un aparato Felt No. 4 se usó para comprimir la porción oclusal de la pasta P-10 y asegurar la buena adaptación de los materiales restaurativos a la preparación.

Diez minutos después de comenzada la mezcla, se removió la matriz. Se quitó el brillo y la restauración fue contorneada con un instrumento Compochape de 40 a 15 micras en una pieza de mano de alta velocidad.

Durante esta operación se mantuvo húmedo el diente usando agua en la pieza de mano a bajas rpm, lo que fue el mejor método de usar esos instrumentos de corte. Los corte Sof-lex de baja velocidad dieron la pulida final. Después de la restauración el diente se mantuvo en agua destilada a 37 centígrados durante 2 días hasta probarlos.

El propósito de este estudio fue determinar si había algún refuerzo medurable en el diente a la adhesión desarrollada por Scotchbond. Para determinar el efecto del material restaurativo el grado de falla se dió durante la restauración de los dientes en un mismo punto.

Se aplicaron fuerzas laterales o de hidrólisis a los dientes para determinar se máxima fuerza. La barra de carga no tocaba el material restaurativo porque la presión sería entonces parcialmente absorbida al comprimir el material restaurativo y no al separar el diente. La fractura resultante sería entonces una sobreestimación al presionar el diente.

Cada diente montado fue puesto en una guía de posición para probarlo en la máquina de Pruebas Instron modelo TTBML.

Un soporte auto-alineable en la base plástica de la guía alineaba la dirección de carga hacia el eje del diente.

La velocidad del Instron era de 5 cm/min. La barra cónica de carga permitía variación intercuspil en el diente en cuestión (fig No. 1). Cada contacto mostrado en la figura, se estableció lo mejor que se pudo para obtener los radios $A/B = 1/2$ y $C/D = 1/1$. El punto exacto de contacto se identificó poniendo cinta dental roja Derex entre el diente y la barra.

Los resultados de las dimensiones principales del diente en cada grupo se muestra en el cuadro No. 2.

Las de las preparaciones y la longitud de las cúspides bucales y linguales se dan en el cuadro No. 3, la figura No. 2 no defina las dimensiones de el cuadro No. 3.

El cuadro No. 4 enlista la principal resistencia requerida para fracturar el diente.

FIGURA 1

Acercamiento proximal. Diente y Barra de Carga.

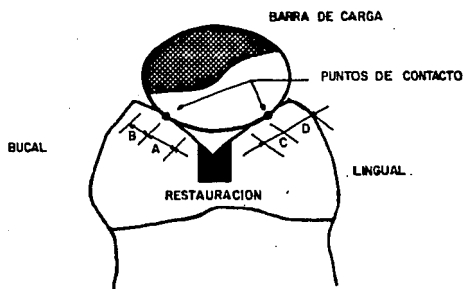
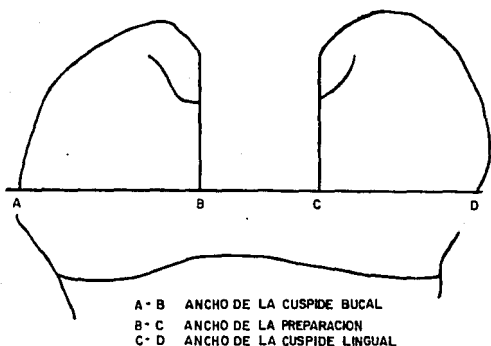


FIGURA 2

Acercamiento proximal. Dimensiones del diente.



CUADRO 2

Dimensiones del diente.

Grupo	ancho (mm.) bucal-lingual		ancho (mm.) mesio-distal	
	Medida	SD	Medida	SD
Dientes intactos	9.33	0.47	7.18	0.56
MOD con amalgama	9.38	0.46	7.34	0.42
MOD con Scotchbond y P-10	9.31	0.59	7.33	0.45

Los resultados se sujetaron a un solo análisis de variación en el intervalo de pruebas Scheffe. Se requirió más para fracturar dientes intactos (grupo I) que en los dientes con cavidades preparadas y restauradas, esta diferencia ha sido estadísticamente importante en un 95%. No había diferencia importante estadísticamente hablando, en la carga requerida para fracturar un diente con restauraciones de amalgama y resina P-10 con Scotchbond.

CUADRO 3

Dimensiones de los dientes con preparación de cavidades.

Grupo	Ancho de la preparación (mm.)		Ancho de la cúspide Bu. (mm.)		Ancho de la cúspide Li. (mm.)	
	Medida	SD	Medida	SD	Medida	SD
MOD con amalgama	1.42	0.13	3.99	0.37	3.96	0.22
MOD con P-10 y Scotchbond	1.42	0.13	4.00	0.40	3.88	0.43

CUADRO 4

Cargas para fractura

Grupos	Carga (kgs.)	
	Medida	SD
Dientes intactos	127.8	33.4
MOD con amalgama	78.7	24.6
MOD con P-10 y Scotchbond	78.3	19.0

Todos los dientes se inspeccionaron después de fracturarlos con un microscopio a X 10 y luz fibroóptica. Ninguna de las fracturas se relacionó con las hendiduras preexistentes antes de experimentar.

Todas excepto una de las 22 fracturas de los grupos II y III ocurrieron como una medio cuarteadura del diente a través del piso pulpar de la cavidad. Un diente con amalgama falló en la cúspide lingual dejando la restauración y el resto del diente intacto.

Todas las restauraciones de amalgamas excepto la falla en la cúspide lingual quedaron intactas y separadas completamente de las estructura del diente. seis de las restauraciones P-10 se separaron completamente de la estructura del diente, y las otras 5 restauraciones P-10 tuvieron ya sea la cantidad de material de restauración o pequeñas piezas firmemente

adheridas al diente. En ningún diente había indicación de que la barra de carga halla hecho contacto con el material restaurativo.

Se hicieron análisis de regresión para detectar si existía relación entre la fractura del diente por carga y las dimensiones de dientes dadas en el cuadro No. 5. Aquí se muestran los coeficientes de correlación (r) y los probables valores (p) del análisis lineal de regresión. Ninguno de los valores p mostraron correlación significativa porque son mayores de 0.05. La gráfica de la figura 3 ilustra la secuencia probable de eventos que ocurrieron en las durante las pruebas.

CUADRO 5

Análisis de regresión: Cargas vs. Dimensiones de los dientes

Grupo	Dimensión mesio-distal		Ancho de la cúspide lingual	
	r	p	r	p
Dientes intactos	0.36	0.19	-	-
MOD con amalgama	0.06	0.43	-0.07	0.42
MOD con P-10 y Scotchbond	0.21	0.26	-0.31	0.18

La fractura final de ambos tipos de restauración ocurrieron casi bajo la misma presión. Aunque la fractura a presión dependió solo de la estructura sobrante del diente, no del material restaurativo. El estudio registró principalmente fracturas de presión, F2 (fig. 3). Presión F1, o fallas de adhesión, fue claramente demostrada en la gráfica de Instron como un cambio en declive (fig. 3). Las 4 presiones F1 que se registraron fueron 27, 35, 41 y 60 kgs. Esto demuestra que el efecto reforzante no es activo en la última falla de presión.

Manteniendo presiones funcionales de baja de la falla adhesiva, la flexión de la cúspide (movimiento) se redujo. Los beneficios potenciales de esta reducción de flexibilidad incluyen un decremento tanto de microfiltración como de caries recurrente.

Las condiciones de presión en este estudio fueron de naturaleza estática comparadas con las presiones dinámicas repetidas, a las que se someten los dientes en el medio ambiente oral.

Las fallas por fatiga dental pueden ocurrir como resultado de grietas progresivas que se propagan por la presión. Los beneficios potenciales de una restauración adhesiva podrían disminuir la propagación de grietas y así la fatiga dental, debido a una disminución en la presión interna.

Un factor crítico en la evaluación de resultados en pruebas con dientes extraídos es saber como cambia el diente después de la extracción. Con búsqueda del enlace entre el barniz

ácido y un compuesto más ligero, recientemente se encontró que la ruptura del enlace de fuerzas fue independiente de la duración del diente almacenado antes de restaurar. En este estudio la duración del almacenaje fue de 6 años.

Al tratar de unir el Scotchbond a la dentina humana Mitchem y Gronas encontraron que la fuerza de la unión no cambia en periodos de almacenaje de 30 mins. a 25 días. Además Williams y otros unieron Scotchbond y un compuesto Silux a la dentina humana y concluyeron que la duración del diente almacenado de 4 meses a 6 años o menos no afectaba la fuerza del diente.

Joynt y otros[16] separaron premolares de pruebas en 4 grupos. El grupo 1 eran dientes intactos, el 2 solamente preparaciones MOD, el 3 preparaciones MOD con amalgama y el 4 preparación MOD una resina compuesta más un agente de enlace a la dentina. Las fallas de la presión almacenada fueron para el grupo 1: 99.07 kgs.; grupo 2: 60.24 kgs.; grupo 3: 78.93 kgs. y grupo 4: 68.50 kgs. Esos valores van de acuerdo con este estudio. En particular, ya que la velocidad que usaron fué de 0.5 mm/min. sugieren que la velocidad de 5 cm/min usada en este estudio no ha sido efectiva para cambiar las fallas de la presión.

La faceta de 5 cm/min. no enfoca velocidades impactantes. El trabajo de Simonsen et.al. y de Tandy[16] muestran un refuerzo definitivo en la estructura de los dientes cuando ya sea una resina vacía más una resina restaurativa o un agente adhesivo a la dentina y un compuesto se usen con barniz ácido.

La razón de esta diferencia aparentemente no esta vista. Un punto específico interesante podría ser la pregunta de si la barra de presión tenía contacto con la resina restaurativa. Si el contacto era hecho durante la presión pero antes de la fractura, la compresión inducía al restaurativo y aumentaba la falla de presión.

Como se ha mostrado el adhesivo Scotchbond usado con P-10 no incrementa la resistencia a la fractura de dientes con preparaciones MOD bajo las condiciones de presión estática.

DISCUSSION.

Los sistemas de unión a dentina fueron desarrollados para reafirmar el sellado y adhesión en las interfases restauradoras de la dentina y el esmalte.

Los estudios realizados confirman el trabajo de varios investigadores, quienes mostraron que la mayoría de los recientemente presentados sistemas de unión dentina-esmalte son compatibles a nivel biológico y parecen disminuir la microfiltración.

Sin embargo, que factores tales como la toxicidad pulpar, la microfiltración, contracción de la polimerización y las fracturas son más probablemente esperadas por la carencia de una unión adecuada a la dentina.

Refiriendonos al comienzo de los sistemas de adhesión, sabemos que el primero que surgió (Cervident) tuvo gran número de fallas en erosiones cervicales restauradas sin retención mecánica, pero Jendresen[1] reportó después que la tasa de éxito de 3 años después puede ser aumentada a 80% más cuando estas lesiones sean más profundas de 2 mm.

Otros de aspectos que contraponen los sistemas de adhesión es el potencial de ser tóxicos al tejido pulpar como menciona Dogon[5] en un debate respecto a sistemas de unión a dentina sobre escrito de Asmussen/Beech[5], los cuales respondieron que aún no se ha escuchado de problemas pulpares aplicando agentes adhesivos.

Ahora, sabemos que la microfiltración (paso de bacterias, fluidos, sustancias químicas, moléculas, iones, etc. entre el diente y la restauración) es una de las preocupaciones más grandes que tenemos que considerar, ya que no se detecta clínicamente, especialmente en las primeras etapas y que muchos estudios sobre ésta usan preparaciones que involucran solo esmalte, pero Rapson y Bowen[4] hicieron un estudio elaborando cavidades en tercio cervical y llegaron a la conclusión de que la microfiltración es más probable por ciertas causas tales como la contracción de la polimerización y por la efectividad poco fuerte de la unión a la dentina, empero, una técnica de post-terminado envolviendo la adición de agente de unión puede ser buena.

Pasando a lo que respecta sobre la contracción de la polimerización que puede ser uno de los factores que determina la duración de las resinas compuestas (Bausch 182)[13], las cuales contienen partículas de obturaciones con un alto grado de elasticidad, tendiendo a minimizar la contracción, sin embargo no pueden evitar o prevenir la creación de presiones internas dentro del material. Se desarrollaron muchos estudios sobre el efecto de la contracción de la polimerización in vitro (Smith y Schoonorer, 1953; Denninson y Craig, 1972; Braden, 1976; Hegdahl y Ejerdet, 1977; Brandypadhyay, 1982; De Gee, 1981)[13] y aunque se determinó que la contracción de la polimerización da como resultado un cambio mesurable en la

dimensión del diente, también se llegó al razonamiento de que bien puede reducirse por medio de la polimerización incremental.

Entonces nos encontramos que la contracción de la polimerización y la microfiltración se encuentran relacionadas una con otra, ya que la primera tiene un efecto directo sobre la segunda, la cual ha sido tema de estudio e investigación por casi 60 años.

Oilo y Jorgensen al término de varias investigaciones determinaron que cuando los márgenes oclusales se biselan, la contracción de la polimerización se abre y la subsecuente microfiltración se puede reducir o "eliminar". Así como también puede minimizarla el uso de ácido grabador y un agente de enlace dentinal.

También parece ser que las fuerzas generadas por la contracción de la polimerización pueden producir fracturas en el esmalte y otras partes del diente.

Sin embargo, una resina compuesta en combinación con la técnica grabado-ácido de esmalte y un agente adhesivo dentinal puede tener el potencial de disminuir la inclinación y la fractura de las cúspides (Stampalia y Nicholls, 1986) [23], pese a que se han reportado decrementos significativos en la resistencia a la fractura de resinas compuestas en dientes posteriores, el obturar estos con amalgama no ha mejorado la resistencia a la fractura.

Al usar resinas compuestas y agentes de enlace a la ⁰ dentina, los resultados han ido desde mínimos hasta significativos aumentos a la resistencia (Bakke y otros)[2].

CONCLUSIONES.

Con el progreso de resinas convencionales a resinas de microrelleno en los últimos 20 años, los problemas concernientes a las resinas han sido resueltos uno por uno, y gradualmente la calidad de los materiales ha sido incrementada.

Como no se tienen datos clínicos de mucho tiempo atrás, se debe confiar en los datos de laboratorio para hacer dos tipos de pruebas, una de microfiltración y otra de fuerza de enlace de unión.

En la primera fase la investigación, se realizó una preparación estandarizada clase V se utilizó, para simular una lesión de erosión cervical clínica (algunos fabricantes de materiales de enlace dentina/esmalte han dicho que no es necesario una preparación con retención mecánica, debido a la efectividad de sus sistemas).

Después de haber realizado varios estudios de ciclaje y penetración de tintos para los márgenes oclusales y gingivales con Bondlite/Command Ultra Fino no exhibió filtración en el margen oclusal del esmalte, seguido por Scotchbond/Silux, Dentin-Adhesit/Heliobond/Heliosit y Cervident. Los otros materiales exhibieron filtración en el mismo rango que los del control.

La microfiltración fue mayor en el margen gingival que en el oclusal para todos los materiales probados. La menor filtración en el margen de cemento/dentina fue de Bankin Cura Química y Pyrofil/agentes de unión Cura-Lux, Cervident, Scotchbond/Silux, Ketac-Fil y Dentin-Adesit/Heliobond/Heliosit.

La mayor filtración se obtuvo Creation/Visar/Fil y Johnson & Johnson, Dentin Bondin Agent/Certain. El restaurativo de Ionómero de vidrio actuó igualmente en ambos márgenes oclusales y gingivales. Uno esperaría menos filtración en el margen oclusal.

Cervident se comportó excepcionalmente bien en el laboratorio, sin embargo, en un estudio clínico de Flynnin presentó un relativamente alto grado de fallas a los 6 años de un 40% para lesiones aleatorias de erosión cervical.

Avances recientes en la tecnología de polímeros en las resinas compuestas han dado al dentista productos fotoactivados altamente densos, de 65-83% peso/vol. hechos para cavidades. La contracción en la polimerización ocurre en esos materiales durante el proceso de polimerización. Esta contracción puede ser uno de los principales factores que determinan la longevidad de las restauraciones compuestas (Bausch et. al. 1982). Las obturaciones con el material compuesto se basan en función de reforzar el polímero. Esta partículas de obturaciones tienen un alto grado de elasticidad y tienden a minimizar la contracción. Sin embargo, no previenen la creación de presiones internas dentro del material. En muchos casos ocurren fallas adhesivas o cohesivas, como resultado de las fallas adhesivas la matriz empuja a la obturación del diente (Asmussen, 1975). Las fallas cohesivas resultan de espacios o microgrietas dentro de la fase de la resina (Bowen, 1967). Este material altamente presionado estará predispuesto a la corrosión, llevando a la

pérdida de las capas superficiales. A la inversa, un polímero matriz sin contracción de polimerización debería contener menos espacios y microgrietas, así como una gran reducción de presiones internas. Entonces, se debería esperar una demostración de mayor fuerza y mayor resistencia a la abrasión.

La pérdida de dientes por fracturas se sitúa en tercer lugar después de las enfermedades periodontales y la caries, y es especialmente común en personas mayores de 40 años.

Las cúspides de los dientes posteriores se inclinan al máximo cuando se hace una cavidad clase II, la altura efectiva de las cúspides se incrementa. El resultado es que las cúspides debilitadas se inclinan más bajo presión, dando pie a caries o fracturas.

Se han introducido muchos materiales restaurativos, estos pueden ser usados en combinación con agentes dentinales como el adhesivo dental Scorchbond.

Usadas así las resinas compuestas pueden tener el potencial de disminuir la inclinación de las cúspides y reforzarlas.

En todo el mundo, las resinas fotocurables todavía están en vías de desarrollo, aunque en algunos países están más adelantados y existen otras marcas de resinas en el mercado.

Por ejemplo en Japón hay una creciente tendencia en evitar el uso de amalgamas debido al precio de la plata y mercurio.

Existen 2 nuevos materiales para dientes posteriores desde finales de 1985 como son el Microrest Jar Type, Clearfil Posterior, Bclifirm P y P-10 Resin Bonded Ceramic.

Pero todavía existe uno más reciente llamado TS-2 que tiene las características deseables y resultados clínicos aplicables a la fecha, muy favorables.

El sistema TS-2 está basado en la protección pulpar con una base estimulante. El autor desea enfatizar la idea de un grabado total, en lugar de un drástico y ácido tratamiento para la cavidad sobre la dentina.

La más alta protección pulpar se obtendrá por un sistema total de protección. Sin embargo, desde el momento de esta protección no tiene efectos estimulantes y sus efectos farmacológicos no han sido confirmados (a diferencia del hidróxido de calcio), se considera necesario que la cavidad profunda cercana a la pulpa sea previamente protegida con hidróxido de calcio y después con una base de cemento de carboxilato. Las indicaciones para las restauraciones de dientes posteriores con un compuesto de resina deben de ser evaluados cuidadosamente. En una clase II el diente deberá ser capaz de producir un buen puente de separación dentinario, punto de contacto y permitir un sellado gingival cavo-superficial.

Las resinas posteriores deben de ser por supuesto evaluadas para la resistencia al uso y fuerza de fractura marginal.

Se han llevado a cabo muchas investigaciones a cerca de los sistemas de unión a la dentina, los defectos que han puesto en duda su efectividad, no están solamente limitadas a materiales inadecuados, sino también a la selección impropia del diente y al uso de técnicas no efectivas para sistemas de enlace.

Aunque las técnicas y los materiales de enlace han evolucionado rápidamente, es seguro que sufriran refinamientos. Los materiales de mínima contracción, mayor resistencia a la fractura y mayor capacidad de enlace dentinal se necesitan para obtener una magnífica restauración.

Nosotros pensamos que los sistemas de enlace a la dentina que existen actualmente son buenos y efectivos, pero así también esperamos que sean superados y que materiales del tipo de TS-2 puedan entrar al mercado mexicano.

Es importante que tratemos de entender todas las propiedades de los materiales que actualmente estamos usando y aplicarlos clínicamente de manera sensata y efectiva para obtener mejores resultados y mayor satisfacción de nuestro trabajo.

Desarrollos futuros se deben dirigir a perfeccionar las técnicas y materiales de enlace dentinal que puedan minimizar aún más sus fallas estructurales y así, se pueda prolongar el tiempo de conservación de todas las piezas dentales no importando la edad de nuestro paciente.

BIBLIOGRAFIA.

BIBLIOGRAFIA

1) Amussen E. and Munksgaard E.C.: Adhesion of restorative resins to dentinal tissues. Royal Dental College, Blegdam sue; 3C. DK-2200. Copenhagen, Denmark.

2) Bakke J.C. and others.: Fracture strength of class II preparations with a posterior composite. J. Dent. Res. (Special Issue) 64:350. Abstrac No. 1578. 1985.

3) Reech D.R.: Bonding of restorative resins to dentin. Australian Dental Standards Laboratory 240 Langridge Street, Abbotsford, VIC 3067 Australia. 231-237.

4) Bowen R.L., Cobb E.N., Rapson J.E.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: Improvement in bond strength to dentin. J. Dental Res. 61(9) 1070-1076, 1982.

5) Causton B.E.: (1984) Improved bonding of composite restoration to dentine. Br. Dent. J. 156; 93-95. 1982.

6) Davison C.L., De Gee, A.J. and Feilzer.: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J. Dental Res. 63(12);1396-1399. 1984.

7) De Gee, A., Davison C., Smith, A.A.: Modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. J. Dent. Res. 1981, 1: 36-42.

8) Dennis C. Smith, Guido-Van Merid: International Symposium Posterior Composite Resin Materials. Ed: 1985. Peter-Szule Publishing Company.

9) Ehrnford L., Derand T.: Cervical gap formation in class II composite resin restorations. Swed. Dent. J. 1984, 8: 15-9.

10) Gillette, K.E. and others.: A dentin-bonding agent and microleakage below the cement enamel. J. Dent. Res. (Special Issue) 63: 179 Abstract No. 73, 1984.

11) Going R.E.: Reducing marginal leakage: A review of materials and techniques. J. Am. Dent. Assoc. 1979; 99: 645-51.

12) Jacobsen P.H.: Working time of polymerization materials. J. Dent. Res. 1976; 55: 244-53.

13) Jorgenson K.D. and Hisamitsu H.: Class II composite restorations: prevention in vitro of contraction gaps. J. Dent. Res. 63(2): 141-45 1984.

14) Lacy M. Alton, Ph D DDS.: A critical look at posterior composite restorations. JADA Vol. 114 March. 1987. 357-60.

15) Landy, N.A. and Simonsen R.J.: Cusp fracture strength in class II composite resin restoration. J. Dent. Res. (Special Issue) 63:175. Abstrac No. 40. 1984.

16) Letzel H., Hendricks, F.H.J. and Van't M.A.: Composite versus amalgam restorations. J. Dent. Res. (Special Issue) 61: 168 Abstrac No. 84. 1982.

17) Lutz F., Krecij L. and Imield T.: In vitro marginal adaptation of class V Scotchbond restorations. J. Dent. Res. (Special Issue) 64: 244. Abstrac No. 628. 1985.

18) Mishell Y., Share, J. and Nathansen, D.: Fracture resistance of class II composite resin restotatio. J. Dent. Res. (Special Issue) 63: 175 Abstrac No. 40. 1984.

19) Mondelli J. and others: Fracture strength of human teeth with cavity preparations. J. Prothet. Dent. 43(4): 419-22, 1988.

20) Morin Dridelong, R. and Douglas, W. H.: Cusp reinforcement by the acid technique. J. Dent. Res. 63(8): 1075-78. 1984.

21) Stampalia L.L., Nicholls J.I., Ph D., Brudvik J.S., D.D.S., and Jones D.W.: Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. J.Dent. Res. 55(6): 694. 1986.

22) Stanley H.R., Bowen R.L. and Follo J.: Compatibility of various materials with oral tissues. II: Pulp responses to composite ingredients. J. Dent. Res. 58(5) 1507-79. 1979.

23) Strak Marvin M.: Reports from de products evaluation laboratory. University of California, San Francisco. Vol.II, No. 2. Second Quarter, 1985.

24) Van Leewen, M.J. and Others: A histological investigation of two dentin bonding agents. J. Dent. Res. (Special Issue). 61:268 Abstrac No. 84. 1982.

25) Davison C.L.: Conflicting interests with posterior use of composite materials. Department of dentals Science of the University of Amsterdam, Louwesweg 1.(Slotervaart) Amsterdam International Simposium on Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials. Edited by: ** 3M Company. Pag. 61-65. 1985.

26) Dogon I.L.: Current status of posterior composite resins in North America. Harvard School of Dental Medicine and Forsyth Dental Center 18: Longwood Av. Boston, MA 02115, U.S.A. Edited by: **. 3M Company. Pag. 163-171. 1985.

27) K.de Lange and C.L. Davison: Current status of posterior composite resins in Europe. Dep. of Operative Dentistry University of Utrecht, Sorbonnelaan 16, 3584 Utrecht The Netherlands. Dep. of Dent. Mat. Sc. University of Amsterdam, Louwesweg 1, 1066 EA. Amsterdam The Netherlands. Edited by: **. 3M Company. Pag. 173-183. 1985

28) Smith D.C.: Posterior composite dental restorative materials: materials development. Faculty of Dentistry University of Toronto 124 Edward St. Toronto, Ontario M5G 1G6, Canada. Edited by: **. 3M. Company. Pag. 47-54. 1985.

** Guido Vanherle M.D. D.D.S. Professor of Operative Dentistry and Materials. Catholic University of Leuven Belgium. Dennis C. Smith D. Sc. M/ Sc. Ph. D.F.R.S.C. Professor of Biomaterials University of Toronto Canada.