

279
2y



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**USO DEL COMPOMERO
EN
ODONTOPEDIATRIA**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

SARAI NIÑO DE RIVERA RIVERO

ASESOR: DR. FERNANDO TAKIGUCHI ALVAREZ

MEXICO, D. F.

1998

2693/4

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INTRODUCCION

Con el paso del tiempo y los avances tecnológicos, la práctica odontológica ha sufrido muchos cambios; tanto en su técnica como en los materiales utilizados; todo esto con la finalidad de facilitar la práctica clínica y mejorar las propiedades y calidad de las restauraciones.

Durante muchas décadas la preparación de cavidades se limitaba a los postulados fundamentales para la preparación de cavidades, los cuales eran específicos para las propiedades de los materiales con los que se contaba hasta ese momento.

Al aparecer los materiales adhesivos se ha abierto una nueva visión en lo que a tratamientos restaurativos se refiere: la preservación de tejido sano, una mayor estética y biocompatibilidad con el tejido dentaria.

De los materiales utilizados en la actualidad con estas características podemos mencionar al ionómero de vidrio y las resinas; estos materiales, al igual que todos los utilizados en odontología han sufrido modificaciones con la finalidad de lograr un material "ideal".

A finales de la década de los 80's se crea un material que reúne las características de los ionómeros de Vidrio y las Resinas: El Compómero.

Los Compómeros reúnen las propiedades más significativas de los materiales que le dan origen, como lo son: adhesión al tejido, estética, estabilidad dimensional, poca irritabilidad a tejido pulpar; pero su resistencia a la compresión es menor que la de las resinas.

La principal indicación del compómero es en restauraciones de tipo estético y conservador, donde no se requiera de un material que soporte grandes cargas masticatorias; como lo sería: en cavidades clase I y II de dientes temporales, cavidades clase II sin abarcar cara oclusal, cavidades clase V, lesiones cervicales por erosión o abrasión, reparación temporal de fracturas y como selladores de fisuras y fosetas.

Con el estudio de este material de restauración se podrá saber cuales son sus ventajas y desventajas, y obtener de los Compómeros la mayor cantidad de beneficios posibles.

INDICE

RESINAS (COMPOSITES) 1

HISTORIA	1
CLASIFICACION	3
COMPOSICION QUIMICA	6
POLIMERIZACION	10
BIOCOMPATIBILIDAD	17
PROPIEDADES MECANICAS	19
PROPIEDADES FISICAS	23
FORMULAS	27
RESINAS COMPUESTAS AUTOPOLIMERIZABLES	30
RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZABLES	32

CEMENTO DE IONOMERO DE VIDRIO 35

HISTORIA	35
CLASIFICACION GENERAL	39
COMPOSICION QUIMICA	42
BIOCOMPATIBILIDAD	48
ADHESION ESPECIFICA	50
LIBERACION DE FLUORUROS	51
EXPANSION LINEAL TERMICA	53
RESTAURACIONES ANTERIORES	54
RESTAURACIONES POSTERIORES	54

COMPOMEROS 57

HISTORIA	57
COMPOSICION QUIMICA	58
REACCIONES DEL COMPOMERO	63
ADHESION A LA SUPERFICIE DENTAL	66
LIBERACION DE FLUORUROS	68
BIOCOMPATIBILIDAD	70
PROPIEDADES FISICAS	72
COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA	73
SOLUBILIDAD	74
PROPIEDADES OPTICAS	75
GRABADO ACIDO	77
VENTAJAS	81
DESVENTAJAS	81
INDICACIONES	82
CONTRAINDICACIONES	82

USO DE COMPOMEROS EN ODONTOPEDIATRIA. 83

INDICACIONES	83
PREPARACION DE CAVIDADES	85
PREPARACION PARA AMALGAMA	85
PREPARACION PARA COMPOMERO	85

DISCUSIONES

CONCLUSIONES

RESINAS (COMPOSITES)

HISTORIA

Las resinas se han utilizado con frecuencia desde hace más de 20 años. En la actualidad su uso se ha generalizado y es el material de elección para la restauración de tipo estético en cavidades clase I, II, III, IV y V en dientes tanto permanentes como en temporales, en selladores de fosetas y fisuras, como cementos para restauraciones estéticas y para la reconstrucción de dientes para tratamientos protésicos.

En los años 40's con la creación del autocurado se hizo posible la restauración dental de manera directa. Estas resinas eran el resultado de combinar un monómero con un polímero hasta obtener una masa plástica que se colocaba dentro del diente preparado. Algunas propiedades, como su alta resistencia y la insolubilidad hacían superior a esta resina, comparándola con los cementos de silicato.

En Alemania en el año de 1947 se realizaron trabajos en donde se obtuvo un material en el que se utilizaban activadores o aceleradores químicos que permitían la polimerización

a temperatura ambiente. A este tipo de resinas activadas químicamente se les llamo autopolimerizables.

Con los avances de los estudios de los polímeros, se han creado resinas reforzadas mediante rellenos, superando las características de las resinas acrílicas convencionales. Las resinas sin relleno se clasifican como Tipo I y las resinas compuestas se clasifican como de tipo II.

En el año de 1978 se introdujeron resinas con sistemas de microrelleno, lo que proporcionó a estos materiales una superficie muy tersa.

Se han realizado muchas investigaciones en torno al comportamiento clínico de las resinas. En un estudio donde se hizo la comparación de resinas convencionales y de microrelleno, por un periodo de 18 meses se demostró que las resinas de microrelleno presentaban gran estabilidad de color debido a la superficie que es más suave, y una gran resistencia al compararse con las resinas convencionales. Algunas ventajas que presenta las resinas son: conductibilidad térmica relativamente baja, conservación de estructura dental gracias al sistema de adhesión que presenta y adelantos de estabilidad de las propiedades que las componen; además de la estética.

CLASIFICACION

La clasificación se realiza en base al relleno que modifica las propiedades e interviene directamente en los criterios de elección. Se distinguen generalmente tres grupos:⁽⁴⁾

Resinas convencionales:

Contienen macrorellenos de 5-30 μm de diámetro para los más antiguos, y de 1-5 μm para los más recientes. Estas poseen características físicas y mecánicas generalmente consideradas como adecuadas, pero su resistencia a la abrasión no es la óptima y una mala capacidad de pulido; lo que da como resultado una superficie porosa, capaz de retener placa dentobacteriana y poca estabilidad en el color.

Resinas de microrrelleno:

Se caracterizan por su relleno de sílice coloidal que implican una superficie con alta capacidad e pulido, pero a su vez dejan sitio para un volumen importante de resina. Esta presentación corresponde a los microrrellenos homogéneos.

Las mejoras en estos materiales se deben al tratamiento de los rellenos; estos quedan atrapados en el seno de los bloques de polímero, endurecidos previamente en el laboratorio. Esta polimerización resinosa y este recubrimiento del relleno dan al material una buena resistencia al desprendimiento y una excelente capacidad de pulido, ya que el relleno queda protegido por el polímero. La práctica totalidad de los composites de microrelleno son heterogéneos.

Dentro de su matriz, que puede ser un BIS-GMA, un diuretano o una combinación de ambos elementos, coexisten conglomerados organominerales y microrrelleno incorporado directamente al polímero. Las partículas de relleno de prepolimerizadas se presentan en forma de granos regulares (1-200 μm) o de esferas (20-30 μm).

También existen complejos inorgánicos sobre una base de microrelleno.

Por el hecho de poseer una gran cantidad de resina, estos materiales presentan una buena translucidez. Por su aspecto estético y por la posibilidad de conseguir un excelente pulido, son el material de elección para las restauraciones estéticas que no tengan una implicación oclusal.

La superficie desarrollada a nivel de relleno produce una gran viscosidad que imposibilita la incorporación de una cantidad de relleno mayor, a pesar de la adición de fluidificantes.

Resinas híbridas simples:

Contienen el macrorelleno de las resinas tradicionales combinado con microrelleno que rellena los espacios ocupados en las resinas tradicionales por la resina: estos materiales alcanzan así una elevada densidad de carga. Esta combinación provee de las cualidades propias de ambas categorías de resinas.

Las propiedades fisicoquímicas y mecánicas mejoradas destinan a estos materiales a las restauraciones posteriores; sin embargo, la resina de elección para estas aplicaciones sería aquella en cuya relación relleno-resina considerada en volumen fuera mayor, y por lo tanto, la unión silánica fuera de buena calidad.

Resinas híbridas complejas:

Contienen un relleno muy diversificado; micropartículas solas o conglomeradas, relleno convencional de pequeño tamaño y partículas prepolimerizadas en virutas o esferas.

COMPOSICION QUIMICA

Las resinas son monómeros viscosos líquidos y no volátiles (BIS-GMA) que tiene partículas de relleno incorporadas.

La estructura de las resinas presentan componentes muy característico, como lo son:

- ⇒ Una matriz orgánica, que representa del 30 al 50% del volumen total del material.
- ⇒ Una fase dispersa considerada de alta resistencia mineral u organomineral, de granulometría y porcentajes variables: el relleno.
- ⇒ Un agente adhesivo que permite la unión relleno-relleno. De la calidad de esta interfase depende en gran medida el buen funcionamiento del material.

A esto se le añaden los coadyuvantes, sustancias que influyen en la relación de polimerización (activadores, aceleradores e inhibidores) o bien que intervienen en la estética del material (estabilizadores, absorbentes anti-UV, pigmentos, etc).

La matriz más frecuente es la BIS-GMA o matriz de Bowen.

El BIS-GMA se obtiene a partir de tres moléculas base: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico.

En la actualidad muchos materiales contienen monómeros de metacrilato (BIS-GMA) como componente principal de la fase matriz.

Un monómero de viscosidad relativamente baja (TEGMA), el cual ayuda a producir las cualidades de manipulación deseadas en el material, es un componente importante de la fase de matriz.

Las partículas de relleno están incorporadas en la matriz del monómero. Un número pequeño de productos disponibles contiene dimetacrilato de uranio en vez de BIS-GMA. En un principio se agregó cuarzo fusionado y varios vidrios en el monómero de BIS-GMA, como partículas de relleno, para reforzar la resina compuesta. Los rellenos se cubrieron con un agente de acoplamiento silanicovinílico. El silano se une químicamente con la matriz del polímero (Phillips y col. 1969).⁽³⁾ Estas partículas casi siempre tienen una forma irregular que proporciona retención mecánica dentro de la resina.

COMPONENTES ADICIONALES (REFUERZOS)

Las resinas compuestas disponibles en la actualidad contienen cuarzo, sílice coloidal, vidrio de borosilicato y vidrios que contienen bario, estroncio y zinc.

Excepto por el cuarzo y sílice coloidal estas partículas de relleno dan radiopacidad al material, que es una ventaja clínica durante el examen radiográfico.

Las resinas compuestas para dientes posteriores contienen un alto porcentaje por volumen de partículas de relleno. Es necesario aumentar el contenido de relleno para dotarla de resistencia al desgaste, lo que requiere una disminución en el polímero de matriz de resina, con lo cual se logra reducir el grado de concentración que presenta después de la polimerización. Al aumentar la concentración de partícula de relleno, aumenta el módulo de elasticidad y tiende a reducirse la concentración (Ruyter, 1982).⁽⁴⁾

Dado que las resinas compuestas absorben agua, la expansión higroscópica casi nunca es suficiente para compensar la contracción por la polimerización.

Por lo tanto, durante trabajos de restauración resulta de gran importancia colocar y polimerizar por capas las resinas compuestas.

Se han ideado injertos de cerámica de vidrio que actúan como relleno en las restauraciones de resina compuesta (Bowen y col.

1991)⁽³⁾. Existen diversas formas y tamaños, y esta pensado para insertarse en restauraciones de resinas compuestas, a fin de dar mayor volumen a la restauración, las cerámicas de vidrio tratadas con silano tienen la ventaja de una adhesión mecánica y química a la resina compuesta, aumentar la resistencia y la rigidez de la restauración, aumentar la durabilidad y reducir la contracción de polimerización y la de flexión cuspeada, así como la microfiltración.

POLIMERIZACIÓN

La conversión de oligómeros y monómeros a una matriz de polímero es iniciada por métodos químicos o fotoquímicos para formar radicales libres. Una amina orgánica y peróxido se conjuntan por el mezclado o las cantidades iguales de dos pastas, y su reacción produce radicales libres a temperatura ambiente.

A la reacción de polimerización se le ha dado seguimiento midiendo la viscosidad de las pastas mezcladas. La mayoría de las resinas se caracteriza por un incremento muy bajo en la viscosidad hasta el final de tiempo de trabajo, cuando existe un incremento muy rápido en la viscosidad.

El tiempo de trabajo generalmente es de 23° C y varía de 1 a 5 minutos, y el tiempo de fraguado a la temperatura bucal varía de 1.5 a 6 mis.

FOTOPOLIMERIZACIÓN

Se basa en el uso de fotones luminosos y ultravioletas que vihinculizan la energía.

Para fotopolimerizar un monómero es necesario utilizar fotoactivadores que por efecto de la radiación producen radicales libres capaces de actuar sobre el monómero y desencadenar la reacción. Los fotoactivadores más utilizados son los derivados de la benzoína, benzofenona, la acetofenona y la dicetona.

La activación fotoquímica por medio de UV ya esta cayó en desuso, debido al uso de la luz halógena. Este tipo de fotopolimerización necesita la incorporación de un fotoactivador: se añade una dicetona o una conforquinona a la matriz con una amina orgánica. La energía luminosa emitida dentro de un espectro comprendido entre 420 y 460 nm excita la dicetona que se combina con la amina.

Para iniciar la polimerización de los composites ya sea con luz ultravioleta o halógena, existen ciertos factores de importancia: la seguridad de la fuente de luz, las características de la fuente de luz, y el tiempo de polimerización.

Luz Ultravioleta: La radiación electromagnética ultravioleta consiste en longitudes de onda que van desde 200 a 400 nanómetros y se ha demostrado que las longitudes de onda menores a 320 nm, pueden producir daño a los tejidos y el grado de este depende de la intensidad y duración de la exposición. Se

concluye que los efectos adversos de la radiación ultravioleta puede ocurrir, pero solamente utilizando dosis mucho más altas, que aquellas utilizadas para la polimerización de resinas por lo que su uso adecuado no representa daño significativo para el paciente o el personal del consultorio.

Las fuentes de luz ultravioleta pueden ser lámparas de vapor de mercurio de presión mediana de 50 watts, o de alta presión de descarga de mercurio de 100 watts.

El tiempo de exposición es de aproximadamente 20 segundos y con una separación de 2mm. De la superficie dentaria.

Luz Halógena: En los últimos años ha aparecido en el mercado gran cantidad de resinas y lámparas para polimerización por luz halógena. Las ventajas de estas resinas fotopolimerizables frente a las quimiopolimerizables radica principalmente en que nos brindan mayor tiempo de manipulación y la polimerización se realiza en menor tiempo.

Esto permite acometer el acabado mucho antes, tienen, además mayor estabilidad de color que los autopolimerizables porque hay menos amina terciaria residual persistente.

Una importante desventaja de la luz halógena es el posible daño ocular (quemadura retinal). También resulta difícil obtener una buena polimerización de las áreas más profundas de la preparación, ya que la penetración de la luz tiene una limitación máxima aproximadamente de 3mm. Este sistema de polimerización también genera calor, lo que puede crear un problema de reacción pulpar. Otras desventajas incluyen el gasto y el mantenimiento de la lámpara: y el comprobar si existe aún eficacia de las fibras transmisoras. Sin embargo las ventajas son más que las desventajas, si tomamos en cuenta que las fotopolimerización constituye aún la mejor elección en un futuro cercano.

Los inhibidores permiten controlar los períodos de inducción, asegurando así una mejor conservación del producto. Los inhibidores más utilizados son las quinonas.

Ventajas de la polimerización:

- ⇒ Para contrarrestar la ausencia de polimerización debe usarse la técnica de multicapas.
- ⇒ La presentación en una sola pasta lista para su uso permite conseguir un material homogéneo, ausencia de burbujas, lo

que la favorece para evitar la porosidad, que trae como consecuencia disminución en sus propiedades mecánicas y estéticas.

- ⇒ Existe una buena proporción entre el activador y la resina de base porque viene predeterminada por el fabricante.
- ⇒ Mejores propiedades fisicoquímicas, especialmente mayor dureza y un mejor control de las variaciones dimensionales.
- ⇒ Economización del material.
- ⇒ Una amplia gama de colores.
- ⇒ Mejor control del tiempo de trabajo.
- ⇒ Disminución de la duración del acto operatorio.
- ⇒ Reconstrucción por capas.
- ⇒ Combinación de material de densidades diferentes.
- ⇒ Alternancia de colores, logrando mayor estética.

Factores que afectan la efectividad de la polimerización por luz halógena:

- ⇒ Una polimerización inadecuada puede conducir a pérdida de la resina , ya que ella puede desprenderse el monómero no polimerizado.

- ⇒ Blanqueamiento o cambio de color debido a la presencia de acelerador que no ha reaccionado y a mayor absorción de agua.
- ⇒ Pérdida de la retención debido a las prolongaciones de resina que se adaptan a los prismas de esmalte grabado no están completamente polimerizadas.
- ⇒ Excesivo desgaste debido a la maleabilidad que resulta del incompleto entrecruzamiento de la matriz de resina.

Tiempo de polimerización: El mínimo de fraguado es de 40 seg. Pero siempre se deberán de seguir las instrucciones del fabricante.

Las resinas polimerizan durante y después de la activación de la luz. La reacción de luz es la polimerización que tiene lugar cuando la luz está incidiendo y atravesando la resina. La reacción oscura, es la polimerización es aquella que comienza inmediatamente después de que se apaga la luz de polimerización. Esta tiene una duración de 24 horas por lo menos. A este tipo de polimerización también se le conoce como polimerización posirradiación.

Distancia de la luz a la resina: La distancia ideal es de 1 mm., manteniendo la fuente de luz a 90 grados con la superficie del composite. Si la distancia se incrementa al doble, la intensidad de polimerización puede verse restringida hasta una cuarta parte, afectando la profundidad de polimerización, que depende tanto de la intensidad de la luz como del tiempo de polimerización.

Temperatura: La polimerización es menos efectiva en las resinas fotocurables, si mantienen todavía la temperatura del refrigerador antes de la polimerización; mayor temperatura conduce a un fraguado más completo y rápido.

Grosor de la capa de resina: El grosor no deberá ser mayor de 1mm eligiendo una fuente de luz óptima y una resina de tonalidad clara inicialmente, ya que las tonalidades más oscuras no presentan una polimerización óptima cuando existe mucha profundidad.

BIOCOMPATIBILIDAD

Brannstorm sugiere la utilización de un material base subyacente a las resinas composites, y la utilización del ácido grabador del esmalte en paredes cavitarias u otra técnica de sellado cavitario; afirmando también la necesidad de una limpieza y desecación adecuadas.

Las reacciones pulpares a los procedimientos operativos, incluyendo la colocación de resinas, puede ser causada por varios factores, por ejemplo el trauma provocado durante la preparación cavitaria, infección y efectos tóxicos de los materiales. Pero el efecto acumulado de todos estos factores depende de la resistencia y la reacción de los tejidos involucrados.

Por lo que no se puede señalar un factor en particular como causa única de una reacción pulpar adversa, después de colocar una restauración dental.

Las resinas se consideran materiales tóxicos frente al complejo dentinopulpar.

El elemento resinoso es el responsable de la toxicidad. Los composites pobres en relleno mineral se consideran más peligrosos.

En las resinas a base de BIS-GMA, las funciones del alcohol y la acetona son las más irritantes. Las resinas expuestas químicamente inertes son las mejor toleradas.

El efecto acumulativo de múltiples agresiones, como el ataque bacteriano, efecto de los diferentes estadios de la preparación, o el material, influirán plenamente. Por lo que es recomendable utilizar siempre una protección pulpar.

Existe otro tipo de toxicidad que es denominada de tipo indirecta y es más determinante que la anterior. La adaptación marginal es la mejor garantía de tolerancia biológica. Si no se crea un hermetismo total entre el diente y la resina, se crea un espacio accesible a las bacterias y a las toxinas provenientes del medio bucal, que pueden llegar a la pulpa a través de los tubos dentinarios.

PROPIEDADES MECANICAS

PROPIEDADES FISICAS Y MECANICAS DE LAS RESINAS CONVENCIONALES

Contracción por polimerización (% por volumen)	1.2-1.6
Porosidad (%)	1.8-4.8
Coefficiente termal de expansión ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)	26-40
Conductividad termal (cal/sec/cm ²)(C/cm) $\times 10^{-4}$)	25-33
Fuerza comprensiva (Mpa)	210-290
Modulo de elasticidad (Mpa)	8.000-16.000
Dureza (KH)	50-55
Fuerza de Tensión (Mpa)	35-55
Solubilidad en agua (mg/cm ²)	0.01-0.06

RESISTENCIA A LA COMPRESION

Esta propiedad se pone a prueba sobre todo durante la masticación. Solo las resina híbridas aguantan una comparación con la amalgama y la dentina. La resistencia a la compresión alcanza rápidamente su valor máximo, aproximadamente el 90% al cabo de 1 hora. Esto supone una ventaja clínica, pero puede verse alterada con una inadecuada manipulación, principalmente por contaminación húmeda.

RESISTENCIA A LA ABRASION

El desgaste se acelera con el tiempo, al estar el material sometido a tensiones diversas producen fisuras y fracturas. La porosidad es un elemento que favorece al desgaste. El desgaste aumenta con la dimensión de la restauración lo que contraindica las cavidades grandes que presentan una mala resistencia a la atrición y se extienden más allá de las caras oclusales. Implicadas en los movimientos de disoclución

Las resinas compuestas actuales para dientes posteriores muestran un desgaste mínimo; esto se logra al incorporar una variedad de tamaños de partículas de matriz de polímero. El aumento de contenido de relleno produce una disminución de

polímero de la matriz de la resina. La hipótesis en torno al mecanismo de desgaste se debe a la pérdida de matriz de resina.

La mayor resistencia al desgaste se atribuye a que las partículas de relleno se sitúan en estrecha proximidad, de modo que dejan expuesta poca resina sin relleno.

RESISTENCIA DE LAS RESINAS ANTE EL DESGASTE

Las primeras resinas compuestas, utilizadas para las restauraciones en dientes posteriores, presentaban un desgaste oclusal excesivo. En algunos estudios, al colocar resinas convencionales en zonas de gran carga masticatoria existe un desgaste excesivo (Phillips, 1972; Osborne y col, 1973; Eames, 1974; Leinfelder y col, 1980)⁽³⁾. Investigaciones posteriores estudiaron factores que pueden influir en la rapidez del desgaste, como el tamaño y la dureza de las partículas del relleno, el grado de porosidad dentro del material y el método de polimerización (Leinfelder y Roberson, 1983)⁽³⁾. Se encontró que en las partículas cerámicas del relleno casi siempre permanecían intactas.

No hubo evidencia del desgaste en las partículas; se encontró que eran lo bastante duras para producir desgaste de las resinas sin relleno durante la masticación hasta que la matriz de resina se

desgastara de manera gradual de estas partículas. Una vez que se expone la porción crítica de la partícula de relleno, no se puede desalojar con facilidad. Aunque parece haber correlación entre el tamaño de la partícula de relleno y su dureza (las partículas más grandes poseen dureza más crítica), se encontró que las partículas más grandes apresuraban el desgaste.

DUREZA

Es la resistencia del material a la deformación plástica. Este punto es importante porque condiciona el desgaste de la superficie. Esta propiedad, que resulta esencial para las restauraciones posteriores, sigue siendo insuficiente incluso en las resinas híbridas. Sin embargo, la dureza varía en función de muchos factores que pueden mejorarla, como el porcentaje elevado de relleno, la matriz de BIS-GMA de Bowen más que la de tipo uretano y la fotopolimerización

Por tanto, la dureza de la partícula no necesariamente es el factor más importante que afecta al desgaste; las partículas que tenían dureza adecuada se distribuían dentro de la resina mínima sin relleno, y tenían menos posibilidad de abrasión durante la masticación lo cual era lo ideal.

PROPIEDADES FISICAS

Condicionan la estabilidad dimensional del material y por lo tanto la duración de la restauración.

EXPANSIÓN TÉRMICA

El coeficiente de expansión térmica volumétrica debería ser similar al del esmalte para asegurar la estanquidad, pero este es entre 2 y 6 veces más elevado.

CONTRACCION DE POLIMERIZACIÓN

Se produce en todos los composites. A lo largo de la polimerización, las moléculas de monómero que hasta ese momento permanecían equidistantes a 4 nm (distancia de Van der Waals) se redistribuyen en el espacio. Después de la polimerización, estas distancias quedan reducidas a la distancia de enlace covalente, tres veces menor. Esta disminución de la distancia interatómica traduce una contracción que será tanto mayor cuanto mayor sea el volumen de la resina. La contracción de los composites híbridos es menor que la de las demás categorías de los composites.

Una contracción importante determina la aparición de fracturas cohesivas en el seno del material, la formación de fisuras marginales, la alteración del enlace matriz/relleno y la disminución de la resistencia del material.

POROSIDAD

La porosidad demostró tener una función importante en la rapidez de desgaste de las resinas compuestas para dientes posteriores (Leinfelder y Roberson, 1983; Phillips y Lutz, 1983)⁽⁴⁾.

Todas las restauraciones de resina presentan cierto grado de porosidad. Estos defectos porosos y la incidencia de burbujas, se pueden reducir si la inserción y el pulido del material se realizan con cuidado. El uso de resinas compuestas fotopolimerizables evita el proceso de mezcla, lo que crea menos burbujas y aumenta la resistencia a la abrasión. Los problemas de desgaste parecen haberse reducido con los nuevos compuestos; las resinas compuestas se empacan al vacío para evitar la entrada de aire disminuyendo así la porosidad. Es importante mencionar que las mezclas de tonos que se realizan por razones estéticas producen un aumento en la porosidad, a causa de la incorporación de aire durante la mezcla.

PROPIEDADES RADIOPACAS

La visualización sobre una radiografía de un material de obturación coronario representan una gran ventaja para la apreciación del sellado, las recidivas cariosas. Muchas resinas son poco visibles con rayos X, pero la mayoría de los materiales híbridos destinados a restauraciones posteriores tienen una radiopacidad suficiente.

ADAPTACION MARGINAL

El uso de resinas compuestas para restaurar dientes posteriores ha presentado siempre el problema de la filtración marginal en la interfase resina-diente. A causa de esta filtración marginal los dientes con restauraciones de resina compuesta son más propensos a caries secundaria que los restaurados con amalgama. La falta de adhesión del compuesto a la preparación a las paredes cavitarias y a las burbujas en el material de restauración, se identifican como causas de una adaptación marginal inadecuada.

Este problema se reduce mediante la aplicación de:

- ⇒ Las nuevas resinas compuestas para dientes posteriores, las cuales contienen un alto volumen de rellenos que disminuyen la contracción de polimerización.
- ⇒ Un bisel en el esmalte.
- ⇒ Nuevos agentes de adhesión dentinaria y cementos de ionómero de vidrio.
- ⇒ Técnica de grabado ácido en el esmalte.

FORMULAS

Agentes de adhesión al esmalte: El uso del ácido fosfórico (35 a 50%) demuestra un patrón de grabado ácido en el esmalte que crea una adhesión mecánica eficaz con el agente de adhesión de esmalte del BIS-GMA. Los agentes de adhesión de esmalte se colocan sobre el esmalte con grabado ácido antes de colocar la resina compuesta. Los agentes de adhesión son solo dimetacrilatos sin relleno y se utilizan porque pueden penetrar con facilidad la superficie grabada del esmalte debido a su baja viscosidad. La matriz de la resina compuesta se une químicamente con el material de adhesión.

Selladores: El uso de selladores de fosetas y fisuras ha sido eficaz para prevenir la caries oclusal; están compuestos de una estructura de resina BIS-GMA utilizada en resinas compuestas. El monómero de esta resina se diluye en un monómero de dimetacrilato de bajo peso, para dar al material sellador una fluidez que le permita penetrar con facilidad en fosetas y fisuras de las superficies oclusales. Se dispone de selladores tanto autopolimerizables, como fotopolimerizables.

Se ha demostrado la utilidad de agregar resinas liberadoras de fluoruros, para la inhibición de caries.(Jensen y col, 1990)⁽³⁾

Resinas compuestas de microrelleno: Las resinas compuestas de este tipo tienen partículas de relleno de sílice coloidal tratadas con silano (cerca de 30 a 50% por peso) en una matriz de resina BIS- GMA. Debido al alto porcentaje de matriz de resina, a la configuración de las partículas y a su tamaño pequeño, estos materiales se pulen con facilidad y alcanzan un aspecto muy brillante y terso. Las resinas compuestas de microrelleno se utilizan para restauraciones que requieran de gran estética pero que no tengan que soportar grande cargas masticatorias. El porcentaje bajo de relleno no produce disminución de la resistencia y aumento del desgaste. Para compensar la contracción durante la polimerización, algunas resinas BIS-GMA de la resina compuesta vienen prepolimerizadas de fábrica.

Resinas compuestas de macrorelleno: Las resinas compuestas de macrorelleno tienen partículas de relleno tratadas con silano (cerca de 80% por volumen) en una resina BIS-GMA. Los tamaños de partícula son mucho mayores que los que se encuentran en el sistema de microrelleno. Aunque estas partículas son más grandes, resultan más pequeñas que la de la resina compuesta

convencional. El alto porcentaje de partículas de relleno aumenta la resistencia al desgaste; ya que la mayor parte de éstas se utilizan para la restauración de dientes posteriores, el material casi siempre es radiopaco, lo cual se debe al tipo de relleno.

Resinas compuestas híbridas: Las resinas compuestas de este tipo tienen una combinación de partículas pequeñas y grandes, que corresponden a las que se encuentran en las de micro y macrorelleno, respectivamente. El alto porcentaje de partículas de relleno proporciona resistencia, y menor tendencia al desgaste, y el tamaño de las partículas pequeñas les permite guardar una estrecha proximidad entre sí, lo que proporciona una contracción mínima de polimerización y mejora la capacidad de pulido respecto a las resinas de macrorelleno. Estas resinas compuestas se consideran para restauraciones en áreas que someterán a tensión durante la masticación, pero es necesario tener una superficie bien pulida; como lo serían las restauraciones clase IV.

RESINAS COMPUESTAS AUTOPOLIMERIZABLES

Las resinas compuestas tradicionales activadas de manera química forman cadenas cruzadas durante la copolimerización del metilmetacrilato y del dimetacrilato de glicoletileno. Los monómeros de metacrilato polimerizan por medio de un radical libre, iniciando la polimerización, formando una matriz orgánica de una red tridimensional. Este monómero muy viscoso puede sufrir polimerización adicional de los radicales libres, para proporcionar un polímero rígido de cadenas cruzadas. El peróxido de benzoílo, presente casi siempre en alguna de las pastas, actúa como iniciador, mientras la amina terciaria (dihidroxietil-p-toluidina) actúa como catalizador en la otra

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Fácil manipulación</p> <p>Costo accesible</p> <p>Fueron las primeras obturaciones estéticas</p> <p>En una misma cita se pueden colocar</p>	<p>Estética pobre</p> <p>Solo existía un color universal</p> <p>Adaptación marginal muy pobre</p> <p>Dificultad al pulir</p> <p>Falta de adhesión a la estructura del diente</p> <p>Perdida de la forma anatómica</p> <p>Contracción del material</p> <p>Reincidencia de caries</p> <p>Alteraciones pulpares</p> <p>Pobre biocompatibilidad</p> <p>Se requiere de grabado del esmalte</p>
INDICACIONES	CONTRAINDICACIONES
<p>Cuando la estética no es indispensable.</p> <p>Clase I, III, V</p>	<p>Clases II simples o compuestas.</p> <p>Poca superficie de esmalte.</p> <p>Coronas totales en anteriores o posteriores.</p> <p>No polimeriza con derivados fenólicos</p>

RESINAS COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZABLES

En la actualidad este tipo de resinas compuestas fotopolimerizables, son las que más se utilizan. Esto permite mayor control en la colocación de la resina en incremento de una manera sencilla.

Las resinas polimerizables casi siempre casi siempre contienen un iniciador biocetona (camforquinona) y un catalizador amina (dimetilaminocetil metacrilato). La dicetona absorbe la luz en una longitud de onda cercana a 470 nm para formar un estado excitado, el cual junto con la amina , produce radicales del ion que inician la polimerización de los radicales libres (Smith, 1985; Ruyter, 1985)⁽⁴⁾.

Quizás haya problemas asociados con este tipo de resinas, como lo serían polimerización hacia la fuente de luz, hipersensibilidad de la resina hacia la luz ambiente, y variabilidad en la profundidad de penetración de la luz. La polimerización hacia la fuente de luz hace que la resina se aleje de la preparación.

La hipersensibilidad del material a la luz ambiente causa polimerización antes de colocarlo en la preparación. La

variabilidad en la profundidad de penetración de la luz, las diferencias en la intensidad de ésta, el diámetro activo de la fuente de luz y el tiempo de exposición a la luz produce variaciones de la polimerización.

Los beneficios de las resinas fotopolimerizables incluyen una fácil manipulación, control de polimerización y no hay necesidad de realizar alguna mezcla, lo que favorece a evitar la formación de burbujas.

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Tienen resistencia al desgaste similar a la amalgama</p> <p>Técnicas de trabajo de fácil manipulación</p> <p>Adaptación marginal más estable</p> <p>Radiopacas (más que el esmalte)</p> <p>Los procesos de pulido son rápidos, exactos y no destruyen la estructura dentaria</p> <p>Estética agradable</p> <p>No se requiere de una preparación mecánica convencional</p>	<p>Requieren de un grabado del esmalte</p> <p>Conforme se incrementa el proceso de biodegradación aparecerá sobre la superficie de la resina el aspecto de "fase lunar", facilitando la acumulación de placa</p>

INDICACIONES	CONTRAINDICACIONES
<p>Situaciones en que la estética sea muy importante</p> <p>Clase I, V, II</p> <p>Restauración en dientes temporales</p>	<p>No polimeriza si se utilizan materiales que contengan sustancias fenólicas</p>

CEMENTO DE IONOMERO DE VIDRIO

HISTORIA

Los ionómeros de vidrio fueron introducidos en el año de 1972, por Wilson A.D. y Kent B.E., en un trabajo publicado en el British Dental Journal con el título " Nuevo Cemento translúcido para Odontología", y se desarrollaron con el objetivo de obtener un material con mejores propiedades que los cementos de silicato que aparecieron en los 40's.

El ionómero de vidrio presenta características basadas en los sistemas de polielectrolitos ácidos, como el cemento de policarboxilato de cinc, el cual fue desarrollado en el año de 1968 por Dennis Smith; éste tuvo gran repercusión en la introducción del ionómero de vidrio, ya que el cemento de policarboxilato, llamado también de poliacrílico, es el primer sistema ideado con la propiedad de adhesión a la estructura dentaria.

Esta adhesión se da básicamente por un intercambio iónico con la dentina y el esmalte utilizando un ácido polialquenoico como líquido. ⁽⁵⁾

El polvo que utilizó Smith era esencialmente óxido de zinc, así que el cemento carecía de propiedades físicas, hasta que Wilson y Kent perfeccionaron la combinación de polvos de vidrio con el ácido polialquenoico para producir cementos de ionómero de vidrio con suficientes propiedades físicas para ser utilizadas para restaurar.⁽²³⁾

En un principio la aceptación del ionómero de vidrio y sus diferentes modificaciones, fue lenta debido a que se presentaban problemas con el intercambio de agua, una gama de colores muy escasa, y falta de translucidez.

El ionómero de vidrio convencional o de *primera generación*, fue manufacturado por De Trey de Suecia y distribuido por la casa Dentsplay (USA) y por Amalgamated Dental Company (UK), con el nombre comercial de ASPA (poliacrilato de aluminosilicato), se trataba de un material opaco y poco estético.

Casi inmediatamente después de que pareció el ionómero Fuji tipo II que es manufacturado por GC Corporation, una marca japonesa. La competencia entre ambos productos continuó por algún tiempo, incluso fueron sometidos a diversas pruebas comparativas. De Trey Company desarrolló después el Chemfil, que es más resistente a la deshidratación que ASPA. En

tiempos posteriores se han llevado a cabo muchos estudios, tanto de clínicos como de los propios fabricantes.

En Alemania, la casa ESPE introdujo al mercado el Ketac-Fil en cápsulas, y Chelon-Fil en frasco, ambos materiales contenían ácido polimaleico. Tanto en la estética como su manipulación adquirieron grandes progresos.

Una de las modificaciones más importantes desde la aparición del primer ionómero de vidrio, es que el poliácido es deshidratado al vacío y luego triturado, se incorpora al vidrio en polvo.

La *segunda generación* de ionómero de vidrio se convirtió en un restaurador estéticamente aceptable y fue comercializado por la GC Internacional (Japón) como Fuji II, que además presentaba una mejora en las propiedades físicas sobre los materiales precedentes.

La Shofu Company en Japón lanzó al mercado un cemento de ionómero de vidrio que contiene fluoruro tánico, Hy-Bond.

En la actualidad están disponibles tanto en autocurables como en cementos duales, y la gama de colores y la translucidez son excelentes.

Se han mejorado mucho las propiedades y se han superado problemas en cuanto al manejo clínico, y se ha tomado ventaja de la adhesión y de la liberación de flúor.

Los ionómeros de vidrio convencionales han evolucionado; recientemente aparecieron los ionómero híbridos, que fueron introducidos al mercado en 1992, cuando 3M lanzó al mercado el ionómero de vidrio de triple curado (Vitremmer).

CLASIFICACION GENERAL

La siguiente clasificación es una adaptación de la de Wilson y McLean (1988) que esta ampliamente aceptada[®]

TIPO	DESCRIPCION
I	Cementación de puentes, coronas y brackets.
II.1	Cemento para restauración estética.
II.2	Cemento restaurador reforzado.
III	Cemento protector

TIPO I. Cementación de puentes, coronas y brackets.

- ⇒ Para el cementado de coronas, puentes e inlays.
- ⇒ Relación polvo-liquido: 1,5 : 1.
- ⇒ Fraguado rápido con pronta resistencia a la absorción de agua.
- ⇒ Espesor final de la película de 2.5_M o menos.
- ⇒ Radiopaco.

[®] Mount Graham J. "Atlas Práctico de cementos de ionómero de vidrio". Salvat ediciones.

TIPO II.1. Restauración estética.

- ⇒ Para cualquier aplicación que requiera una restauración estética y que no exista excesiva carga masticatoria.
- ⇒ Relación polvo-líquido: 2.5 : 1.
- ⇒ Buena gradación de colores.
- ⇒ Prolongada reacción de fraguado y por lo tanto, queda sujeto a absorción y pérdida de agua después de la colocación; necesita una protección inmediata del medio ambiente oral.
- ⇒ Radiolúcido (la mayoría de las marcas).

TIPO II.2. Restaurador reforzado

- ⇒ Para usar cuando las consideraciones estéticas no sean importantes, pero se requiera de un fraguado rápido y altas propiedades físicas.
- ⇒ Relación polvo-líquido: 3 : 1 a 4 : 1.
- ⇒ Rápido fraguado, con pronta resistencia a la absorción de agua, y, por tanto, puede ser pulido inmediatamente después de la colocación; permanece susceptible a la deshidratación durante dos semanas después del fraguado inicial.
- ⇒ Radiopaco.

TIPO III. Cementos protectores.

- ⇒ Para usar como un material protector estándar debajo de otros materiales de restauración y se recomienda para proporcionar adhesión a la dentina para la resina.
- ⇒ Relación polvo-líquido de: 1.5 : 1 a 4 : 1.
- ⇒ Las propiedades físicas se incrementan a medida que aumenta el contenido de polvo.
- ⇒ Carece de propiedades estéticas.
- ⇒ Radiopaco.

La química es esencialmente la misma en tres categorías, pero existen variaciones en cuanto a la proporción de polvo-líquido y del tamaño de las partículas de polvo para acomodarse según la función deseada.

COMPOSICION QUIMICA

Los ionómero de vidrio están formados por dos componentes cuya dosis debe ser precisa:

Un polvo de vidrio complejo de aluminosilicato de calcio, preparado por fusión de una mezcla de aluminio y sílice en un flujo de fluoruro de calcio, de sodio y de aluminio, que contiene igualmente fosfatos.

La calcinación de vidrio así obtenida es enfriada bruscamente y después molida.

Una solución de poliácido que contiene:

54% de agua.

9% de ácido tartárico.

37% de copolímero, mitad de ácido acrílico (50%) y mitad de ácido maleico (50%).

Existen dos tipos básicos de cemento de ionómero de vidrio:

1. Los cementos convencionales preparados a partir de un polvo de vidrio y de una solución de poliácidos.

2. Los cementos más recientes endurecidos con agua y en los que los poliácidos se incorporan en forma deshidratada.

La etapa inicial de reacción comprende la ionización de ácido poliacrílico, lo que permite un cambio en las cadenas de polímeros de una forma enrollada a una lineal. Los iones hidrógeno producidos por la ionización atacan al vidrio de aluminosilicato de calcio que también contienen fluoruro y produce la liberación de metal y iones de fluoruro.

La mayor parte de los cationes metálicos (Ca^{+2} , Al^{+3}), bivalentes o trivalentes, respectivamente, se unen con el polímero ionizado para formar puentes de sales de cadenas cruzadas. Los iones de calcio y aluminio se unen al ácido poliacrílico en grupos carboxil, se precipita una fase de gel para formar una matriz a partir del cemento que está endureciendo.

Como primer paso se forman carboxilatos de calcio, como un gel firme, debido a la unión rápida del calcio con las cadenas de ácido poliacrílico. Este fraguado inicial tiene la propiedad de ser moldeable, pero en esta etapa el ionómero es muy susceptible a la absorción de agua. Asimismo, los iones libres de aluminio son susceptibles a difusión por contaminación de humedad y por

tanto, se pierde del cemento debido a que son incapaces de formar un enlace cruzado con las cadenas de ácido poliacrílico. (Se deben de aislar los dientes preparados con dique de hule). Después se forman puentes de sales de aluminio con la matriz de ácido poliacrílico, y el cemento endurece. Los iones de aluminio trivalentes aseguran unas cadenas cruzadas más fuertes, lo que es posible con sólo las uniones bivalentes de calcio. La reacción más lenta de los iones de aluminio se atribuye a los mayores requisitos estéricos impuestos por el ion trivalente en la configuración de cadena polianiónica. La reacción de fraguado de los cementos de ionómero de vidrio es básicamente la misma en todos los ionómeros. En la etapa inicial, los iones de calcio divalentes son liberados del vidrio y rápidamente forman cadenas de calcio poliacrílico capaces de guiar a un material de fraguado moderado estas cadenas son relativamente débiles y solubles en agua. Los iones de aluminio trivalente son liberados posteriormente y ellos forman cadenas de aluminio poliacrilato, los cuales son fuertes y relativamente insolubles y forman la base de un cemento de larga duración; existiendo una reciente modificación en la química de la reacción del fraguado como resultado de la introducción de los cementos duales.

La fórmula actual varía de acuerdo con los fabricantes, pero básicamente se ha agregado de 18 a 20% de otras resinas al líquido, para que el fraguado final de una restauración, exista un 4.5% de resina adicional. El componente principal de las resinas es HEMA, y también se encuentran otras resinas y fotoiniciadores.

El ionómero de vidrio es capaz de unirse con la dentina por los grupos carboxil hidrofílicos libres en el cemento, lo que fomenta la humectación de la superficie para formar uniones de hidrógeno en la interfase del diente.

Al mismo tiempo ocurre un intercambio iónico en la interfase, de modo que los iones de calcio son desplazados por los del fosfato. Algunos fabricantes recomiendan eliminar con ácido poliacrílico, la capa de residuos creada durante la preparación cavitaria. Este acondicionamiento proporciona una superficie dental no contaminada para la adhesión. Se agrega ácido tartárico al cemento de ionómero de vidrio, para apresurar el endurecimiento, sin disminuir el tiempo de trabajo.

Es posible colocar ácido itacónico en las mezclas de ionómero de vidrio para aumentar la reactividad del ácido poliacrílico con el vidrio, y agregar el ácido polimaleico para modificar la reacción.

Los cementos de ionómero de vidrio se presentan en formas anhidridas e hidrosas. Debido a la viscosidad de la forma hidrosa, es difícil mezclar el cemento. La forma anhidrida tiene un mayor tiempo de vida de almacenamiento, ya que el ácido poliacrílico se deshidrata y se coloca en polvo.

Es crítico que el ionómero de vidrio se mezcle conforme a las instrucciones del fabricante. Si la mezcla es demasiado espesa, la sequedad del cemento de fosfato de zinc no proporcionará agua suficiente para completar la reacción, y se presentará hipersensibilidad dentinaria; el agua necesaria se obtendrá de la dentina, lo que produce hipersensibilidad, debido a las presiones hidráulicas creadas dentro del tejido.

Por lo que en la actualidad se cuenta con ionómero de vidrio que están dentro de matrices de resina y se pueden fotocurar y se le conoce como ionómero de curado dual. Este tipo de cemento tiene un coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura del diente, puede proteger una base subyacente y a la dentina, tiene ventajas de adherirse a la resina compuesta y liberar fluoruro para inhibir caries secundaria.

El término dual se ha utilizado porque estos cementos además de tener una reacción química ácido-base existe una reacción de resina activada por luz, la cual protege a la reacción química ácido-base de los problemas de balance de agua y

estabilidad de la polimerización del cemento. La presencia de HEMA modifica el mecanismo de autocurado hasta cierto punto, porque algunos de los lazos carboxílicos disponibles serán tomados por HEMA, habiendo también un incremento en la absorción de agua debido a que la resina HEMA es sumamente hidrofílica. Por esta razón la proporción polvo-líquido es más importante, debido a que una reducción del contenido del polvo inevitablemente significa un incremento en la proporción de resina HEMA y un potencial para mayor absorción de agua.

Las fórmulas actualmente disponibles incorporan un mecanismo químico de polimerizado similar al mecanismo de autocurado de las resinas compuestas, el cual asegura que después de algún tiempo habrá una polimerización completa en toda la restauración y que no habrán remanentes de resina HEMA ni de ninguna otra.

BIOCOMPATIBILIDAD

Su composición y estructura, después del endurecimiento de los ionómero de vidrio actuales, les confieren propiedades mecánicas y fisicoquímicas muy especiales: son biocompatibles a los tejidos dentarios y relativamente estéticos, liberan fluoruros cariostáticos y se adhieren a la dentina y al esmalte.

Sus cualidades estéticas no son comparables con las de las resinas, pero dan grandes ventajas en técnicas combinadas por sus cualidades complementarias.

Al desarrollarse los cementos de ionómero de vidrio, se hicieron estudios, principalmente por Mc.Lean y Wilson, quienes sugirieron que era muy poco probable que existiese irritación pulpar o a los tejidos blandos; y la experiencia clínica ha demostrado esto ⁽⁶⁾.

Se sugiere que no es necesario colocar ningún tipo de recubrimiento pulpar debajo de un cemento de ionómero de vidrio, ya que si la pulpa expuesta esta sana existe la probabilidad de que haya una respuesta inflamatoria moderada, por un periodo

de 30 días más o menos, la cual se recuperará si hay ausencia de actividad bacterial.

Debido a la sólida adhesión que ofrece el ionómero de vidrio a la estructura dental, no debe existir microfiltración. En ausencia de exposición pulpar, no habrá respuesta inflamatoria y la presencia de otro material, como lo sería el hidróxido de calcio, reduciría el área disponible para la adhesión, con el riesgo inherente de que exista microfiltración.

Un incremento pasajero en la temperatura con el fotocurado ha sido motivo de investigación, y como resultado de esa incertidumbre es que su uso en cavidades profundas sin forro no es muy aconsejable; no obstante por la ausencia de pruebas clínicas cuidadosamente controladas, se deben seguir colocando con cautela en cavidades profundas.

La liberación continua de flúor juega un papel muy importante para mantener una buena relación en tejidos blandos en relación a las restauraciones de ionómero de vidrio. El crecimiento del estreptococo mutans parece ser inhibido, y el resultado es una respuesta de los tejidos gingivales en relación a las restauraciones adyacentes, a pesar de la falta de brillantez en la superficie después de pulir.⁽⁵⁾

ADHESION ESPECIFICA

En cuanto a la fuerza de adhesión a la estructura dentaria existe muy poca información en relación a los materiales híbridos.

Estudios de espectrometría de volumen del ion secundario, han confirmado que el proceso de intercambio iónico toma lugar entre el ionómero de vidrio híbrido y la superficie dentaria, con evidencia del movimiento de los iones del cemento a dentina y viceversa.

La adhesión del ionómero de vidrio híbrido parece ser vía de desarrollo de un intercambio iónico de la capa adyacente a la dentina, hecho similar con los ionómeros de vidrio convencionales.

En estudios se ha determinado que la adhesión de los ionómeros de vidrio híbridos es mayor. La fuerza de adhesión al esmalte parece ser suficiente para usarse como agentes adhesivos en ortodoncia.

Como una complicación más, parece que un gran volumen del material puede afectar significativamente la fuerza de adhesión a la dentina, debido a que se disminuye la resistencia a la tracción del cemento y por lo tanto la adhesión a la estructura dental.

LIBERACION DE FLUORUROS

La cantidad necesaria de liberación de fluoruros de un material restaurador para que sea eficaz en inhibir caries aún no ha sido determinada, sin embargo, ésta es una de las mejores ventajas de los ionómeros de vidrio convencionales, es al menos la misma de los materiales convencionales y varía entre los diferentes productos convencionales.

Existen estudios que demuestran que las bases y recubrimientos de ionómero de vidrio presentan menos microfiltración marginal que cualquier otro tipo de cemento, por lo que impiden la penetración bacteriana. Por difusión se libera fluoruro del ionómero de vidrio. Las bases y recubrimientos con este material han demostrado inhibición de caries secundaria- (Hicks y col. 1986, Garcia-Godoy y Jensen, 1990; Jensen y col. 1991)⁽³⁾.

El fluoruro liberado se toma del esmalte y la dentina adyacente al material; este fluoruro ayuda a crear una zona de inhibición que no es susceptible de desmineralización, a diferencia de las áreas adyacentes a materiales que no liberan fluoruro.

En algunos reportes se menciona que se encontraron en algunos ionómeros híbridos liberación de cantidades significativas de flúor por un periodo de 28 días pero los materiales restauradores demostraron una liberación alta, la cual decayó lentamente en un periodo de cuatro meses.

Ha sido aceptado que la liberación de flúor por un tiempo prolongado es lo mejor. La propiedad de algunos ionómeros híbridos ha demostrado ser efectiva. Además se piensa que actúan como sistemas recargables de fluoruro, al ser expuestas a repetidas aplicaciones de fluoruro en solución o incluso a pasta dentrífica adicionada con fluoruro.

A pesar de las diversas modificaciones que han sufrido los ionómeros de vidrio, éstas no han afectado la propiedad de liberación de flúor, siendo esta una ventaja de los materiales híbridos sobre las resinas compuestas

EXPANSIÓN LINEAL TERMICA

Existe gran diferencia entre la expansión lineal térmica de los ionómeros de vidrio híbridos, y la de los ionómeros de vidrio convencionales. El rango de expansión reportado en híbridos es significativamente más alto que el de ionómero de vidrio convencional, aunque menor que el de las resinas compuestas, sin embargo las mejoras en la microfiltración de los ionómeros híbridos, han sido atribuida al más bajo contenido de agua comparado con los ionómeros de vidrio convencionales.

Las pruebas de microfiltración muestran la capacidad de adhesión a la dentina con una mínima ruptura de la unión en ocasiones. En diferentes pruebas de microfiltración hay variables en el resultado de diferentes marcas de ionómero de vidrio, lo cual se puede atribuir a la diferencia entre el coeficiente de expansión térmica del diente y el del ionómero de vidrio híbrido.

RESTAURACIONES ANTERIORES:

Los materiales a base de ionómero de vidrio se presentan con una variedad de tonos para poder colocarse en dientes anteriores. Las indicaciones del ionómero en restauraciones anteriores se limita a cavidades clase III y V, ya que la baja resistencia a la fractura y escasa resistencia a la adhesión mecánica al esmalte hace su uso impráctico para las restauraciones clase IV. La retención en las restauraciones de ionómero de vidrio en clases V, cuando el margen gingival no está en esmalte, tiene sus ventajas.

RESTAURACIONES POSTERIORES:

La principal desventaja del ionómero de vidrio como material de restauración en dientes posteriores es su propensión a la fractura y al desgaste. Se han agregado partículas de metal a este cemento para aumentar su dureza y resistencia al desgaste en restauraciones de dientes posteriores. La resistencia a la fractura sigue siendo motivo de preocupación, y es necesario tomar una decisión crítica cuando el material se utiliza en dientes posteriores. Una vez más, la liberación de fluoruro y sus capacidades de adhesión son ventajas de este cemento.

VENTAJAS

Proveen adhesión a dentina y a esmalte.

Continua liberación de flúor.

Baja solubilidad.

Excelente biocompatibilidad.

Gama de colores.

Translucidez

Resistencia a la microfiltración a largo plazo.

Durable.

Cariostático.

Mayor tiempo de trabajo.

Fácil manipulación.

Excelente radiopacidad.

DESVENTAJAS

Insuficiente resistencia a la abrasión.

La variación en sus proporciones polvo-liquido influye en sus propiedades.

Muy sensibles a la humedad durante su fraguado.

Menor adhesión a dentina que algunos materiales con adhesivos especiales

Estética insuficiente.

Debe mezclarse.

Indicaciones clínicas limitadas.

INDICACIONES

Restauraciones clase I, II, III, IV y V.
Restauraciones de dientes temporales.
Construcción de muñones.
Casos en los que se requiere de una restauración radiopaca.

CONTRAINDICACIONES

No deben colocarse en zonas donde exista mucha carga oclusal.
No es posible reconstruir crestas marginales.
No soportan fuerzas en bordes incisales

COMPOMEROS

HISTORIA

Los materiales dentales de restauración han ido cambiando con el avance del tiempo. A principio de los años noventas, los materiales de elección para restaurar dientes temporales y permanentes: las resinas, la amalgama y el ionómero de vidrio en cavidades conservadoras.

En el año de 1992 apareció en el mercado un material compuesto a base de ionómero de vidrio y resina, este material sufrió modificaciones con el objetivo de obtener las mayores propiedades de estos dos materiales; para el año de 1993 salió al mercado un nuevo material de restauración con indicaciones clínicas ya establecidas: el compómero.

La palabra compómero se deriva de "composite" y "ionómero" y describe la combinación de características de ambos materiales⁽²¹⁾.

COMPOSICION QUIMICA

El compómero es un sistema de diferentes elementos con un diseño específico de cada uno de ellos, los cuales se van a complementar.

Este sistema se compone básicamente del compómero en sí y de un líquido que funciona como un acondicionador adhesivo que aumenta la adhesión a los tejidos dentarios e incrementa el sellado de la cavidad.

Los ingredientes que forman al compómero son:

- ⇒ Restauradores
- ⇒ Resina UDMA
- ⇒ Resina TCB
- ⇒ Vidrio de estroncio-fluoruro-silicato
- ⇒ Estabilizadores
- ⇒ Acondicionador adhesivo
- ⇒ Penta
- ⇒ TGDMA
- ⇒ Resina elastómera
- ⇒ Iniciadores

⇒ Estabilizadores

⇒ Acetona

⇒ Agua

Los compómeros que existen presentan diferencias en sus fórmulas, pero sus características y propiedades son similares; todos contienen fotoiniciadores y una disminuida liberación de fluoruros.

Entre los productos más investigados se encuentra el Dyract y el Compoglass; en el primero se encuentra al monómero modificado con la adición de monómeros ión hidrofílicos, la reacción producida por el ácido tetracarboxílico de butano y HEMA, forma una matriz de ácido tetracarboxílico con dos metacrilatos y dos grupos carboxílicos, el 50% de los grupos reactivos en cada molécula consiste en grupos ácidos carboxílicos.

La partícula en este compómero es de 2.5 micrómetros y está compuesta de estroncio-fluoraminosilicato en 13% sobre su peso final que es el responsable de la liberación de fluoruro.

Contiene además un sistema adhesivo unicomposicional que combina los pasos de acondicionamiento y adhesión en un solo envase, y que según el fabricante usualmente puede reemplazar el tradicional grabado ácido del esmalte con ácido ortofosfórico o maleico.

Este adhesivo presenta capacidad de adhesión a la dentina.

Esta nueva generación de sistemas adhesivos contienen un activo promotor de adhesión llamado PENTA, un monómero de resina llamado TEGDMA, y un elastómero. El sistema usa acetona como portador. La fuerza de adhesión que se produce con estos adhesivos es superior a los 21 megapascales.

El segundo, que es el Compoglass, es un solo componente, fotopolimerizable, con partículas de vidrio de fluorsilicato de aluminio silanizado y trifluoruro de iterbio. El tamaño de sus partículas es de 1.6 micrómetros. Contiene ácido dicarboxílico con dobles enlaces capaces de fotopolimerizar, relleno inorgánico con tamaño promedio de 0.1 micrómetros y pigmentos.

El material de relleno contiene dos resinas formando la matriz de la pasta final.

El monómero UDMA, es un compuesto bien definido en los materiales dentales y se distingue por su alta compatibilidad tisular que le permite ser usado aún en productos específicos para recubrimiento pulpar.

Para lograr obtener las propiedades de las resinas actuales y los cementos de ionómero de vidrio un solo producto se requiere indispensablemente la síntesis de componentes totalmente nuevos que exhiban las virtudes que constituyan el fundamento de este nuevo material.

Por lo que el ácido butano tetra carboxílico y el hidroxil etil metacrilato han sido re-acondicionados el uno con el otro para que formen un nuevo monómero de doble funcionalidad.

Un componente que también tiene gran importancia para obtener óptimas propiedades finales del compómero es el vidrio reactivo de silicato cuyo resultado final en la composición son de partículas de 2.5 micrones medidas por masa cuyo contenido en flúor es de un 13%. Estos componentes se han usado como reactivos en los cementos de ionómero de vidrio convencionales.

En el compómero el vidrio forma el 72% de la composición total. Y los componentes de los que se ha hecho mención son

complementados por un sistema apropiado que rija el momento de la polimerización así como agentes estabilizadores que aseguran una vida de almacenaje adecuada.

Todos estos elementos ya unidos contribuyen por sus propiedades específicas a establecer las diferentes reacciones específicas, las que ocurren en el material, tanto en el proceso de polimerización así como en los estadios posteriores.

REACCIONES DEL COMPOMERO

El mecanismo de polimerización de los compómeros es el mismo que ocurre con las resinas compuestas y este es únicamente a través de la fotopolimerización.

Las moléculas polimerizables del UDMA y de la resina TCB están interconectadas dando como resultado una red tridimensional la cual es reforzada por el efecto de las partículas de relleno involucradas.

En este estadio los grupos carboxílicos existentes en la molécula de la TCB permanecen inactivos, ya que el compómero es una fórmula anhidra y esto prevé que existan reacciones de intercambio iónicos. Esto no incluye a los grupos ácidos ubicados en la superficie del material compómero polimerizado, el cual puede formar uniones de adhesión sobre los tejidos duros al ponerse en contacto con ellos.

La reacción de polimerizado asociada a los cementos de ionómero de vidrio tradicionales, provee de manera inmediata fuerza y resistencia a las condiciones de la cavidad oral.

Una segunda reacción química tiene lugar en esta segunda etapa, la masa polimerizada del compómero empieza a absorber agua del medio ambiente húmedo de la boca.

Dependiendo de la dimensión de la restauración, la absorción continuará por varios meses hasta que el relleno haya alcanzado su máximo nivel de contenido de agua.

En investigaciones se ha demostrado que los compómeros son capaces de absorber hasta un 3% de agua como máximo. A partir del momento en que el agua empieza a difundirse en la restauración polimerizada, se da una situación idéntica a la que sucede con los cementos de polialquenoato de autopolimerización, dando como resultado que el compómero contiene todos los componentes necesarios para iniciar una reacción iónica ácido-base de carácter intrínseco.

Las condiciones ácidas del compómero, por virtud de los grupos carboxílicos de las moléculas de la resina TCB causa que los cationes metálicos sean liberados del silicato de vidrio reactivo, los que eventualmente guiarán a la formación de hidrogeles en la estructura de la resina del compómero.

En el estadio primario la fotopolimerización interconecta las moléculas polimerizables; y el secundario se lleva a cabo

después de que el agua desencadena la reacción iónica ácido-base que da mayor intensidad a las cadenas cruzadas de la matriz.

Pero es importante enfatizar que el compómero es un material fotopolimerizable y la reacción ácido-base por si sola no es suficiente para transformar a la pasta polimerizada en una masa de gran dureza.

La formación de una subestructura iónica adicional no es necesaria para dar fuerza al compómero pero si es indispensable para construir el mecanismo de difusión iónica y que esta suceda.

La capa de subestructura iónica es vital y absolutamente indispensable para que exista una liberación de fluoruro a largo término que es una característica muy importante de los compómeros. Por lo tanto la reacción química iónica subraya el carácter híbrido del compómero y le da soporte al uso de este término compómero como el que lo describe de una manera técnica y genérica.

ADHESION A LA SUPERFICIE DENTAL

Para que una restauración tenga un óptimo resultado clínico, será indispensable la existencia de una unión fuerte y durable del material restaurador con el tejido dental.

En los compómeros existen dos mecanismos básicos en la formación de unión por adhesión a la pared del diente.

La actividad de adhesión químicamente inherente asociada con los grupos ácidos, en conjunto con el tradicional ácido grabador para la adhesión de resina, permitiendo a este material la adhesión química y micromecánica a la estructura dental.

La fuerza de adhesión en algunas marcas de compómeros es similar a la de las resinas compuestas.

AUTOADHESIÓN

Al considerar las propiedades de adhesión del compómero, la composición de este es de gran importancia.

La matriz orgánica del compómero contiene una alta cantidad del monómero

TCB. Se ha demostrado que debido al ácido base alquenoico, el 50% de las unidades reactivas de cada molécula, consiste en grupos de ácido carboxílico, lo cual significa que de acuerdo al funcionamiento de estos grupos del compómero, su funcionamiento es idéntico al de los cementos tradicionales de ionómero de vidrio.

En estudios realizados se ha demostrado que esos polielectrolitos se unen tanto a dentina como a esmalte sin requerir de un grabado ácido.

El mecanismo de unión entre el ionómero de vidrio y la superficie dentárea, se explica por la unión iónica de los grupos carboxílicos funcionales con los iones cálcicos del substrato; y se ha sugerido que también puede ocurrir la formación de una valencia secundaria de uniones, como uniones hidrogenados.

Con base a estos estudios se deduce que las unidades de el ácido hidrofílico-carboxílico del compómero también permitirían al materia generar uniones químicas a las estructuras dentarias.

Se ha podido demostrar que el compómero no solamente de manera inherente se adhiere a las estructuras dentarias sino que el nivel de adhesión a la dentina aumenta con el tiempo.

LIBERACION DE FLUORUROS

Los compómeros presentan una baja liberación de fluoruros, por lo que no se les puede considerar como totalmente anticariogénicos, pero su poca liberación de fluoruros es continua.

Algunos fabricantes denominan a los compómeros como un sistema de liberación de fluoruros que actúan mediante tres vías.

1. El fluoruro de iterbio
2. Vidrio de fluorsilicato de aluminio
3. Componente fluoruro de amonio del adhesivo

El fluoruro es adicionado en el relleno y subsecuentemente se estará liberando pero en menor cantidad que los ionómeros de vidrio convencionales y los ionómeros de vidrio híbridos.

Como se mencionó anteriormente, el compómero tiene un 72% de relleno reactivo en peso el cual generalmente puede ser descrito como vidrio de estaño, aluminio, flúor y sílice; el vidrio considerado en la masa consiste en un 13% de iones flúor y está exitosamente considerado en cementos de ionómero de vidrio convencionales.

Este vidrio junto con las resinas TCB proporcionarán la base para el desarrollo de una subestructura iónica en el compómero polimerizado, cuando el agua es absorbida en esta forma, toman lugar los mecanismos de difusión del ion incluyendo la liberación de flúor.

Después de un año, el compómero no solo continúa liberando fluoruro, sino que , mantiene el mismo nivel o índice de difusión.

En la odontología restaurativa, la liberación de flúor a largo plazo, es de gran importancia ya que esto, nos va a proporcionar un ambiente cariostático duradero dentro de la cavidad oral.

BIOCOMPATIBILIDAD

En estudios realizados sobre los compómeros se ha observado que existe una aceptable tolerancia pulpar y una excelente biocompatibilidad con los tejidos dentarios.

En diversos reportes se ha demostrado que la microfiltración bacteriana puede ser el principal irritante pulpar cuando no hay un buen sellado marginal.

Los compómeros han sido desarrollados recientemente para clases III y V definitivas y restauraciones cervicales erosionadas, reportando una unión más fuerte a la dentina y esmalte y surgiendo un sellado en el cavo-superficial mucho mejor que con los ionómeros de vidrio convencionales.

Los compómeros son biológicamente compatibles con los tejidos pulpares cuando las bacterias quedan excluidas.

En base a estudios realizados sobre la biocompatibilidad los compómeros se puede decir que:

1.Los compómeros por si solos, no son irritantes biológicos a los odontoblastos o a los tejidos subyacentes a la pulpa al ser colocados como restauraciones en clase V.

2.Datos estadísticos han demostrado una correlación positiva entre presencia bacteriana e inflamación pulpar.

3.No existe ninguna ventaja biológica en el grabado con ácido del esmalte.

Histológicamente no se han observado infecciones ni irritaciones con la colocación de los compómeros, inclusive, este material de restauración protege a la pulpa frente a irritaciones de las bacterias y además no produce ningún daño.

Tampoco se han encontrado alergias al material, y pueden clasificarse como no sensibilizantes y no hay pruebas de mutagenicidad ni citotoxicidad.

Por lo que, con los datos disponibles, se descarta que utilizando el material en forma correcta, el paciente pueda sufrir cualquier riesgo de salud.

PROPIEDADES FISICAS

Las características físicas como la resistencia a la comprensión, a la tracción y fuerza tensil diametral, son los mejores que las del ionómero de vidrio convencional y que las de la resina modificada con ionómero de vidrio, pero menores que las de la resina híbrida. Y cada vez se presentan mejoras en las propiedades obtenidas en clínica.

A pesar de estas propiedades, el presenta limitantes en sus indicaciones, utilizandose principalmente en cavidades pequeñas y como restauraciones temporales en zonas donde estén sometidos a grandes cargas masticatorias.

Se realizó un estudio, en el cual se llevaron medidas en los compómeros para determinar su resistencia mecánica (fuerza) 24 horas después de haber sido polimerizado, abarcando resistencia a la comprensión, tensión dimetral y resistencia transversal.

Los compómeros presentaron mayor resistencia a la fuerza dimetral de tensión que cualquiera de los materiales de ionómero de vidrio.

Los diferentes resultados de la fuerza inicial del compómero que se han presentado son importantes pero su realidad aparecen es aumentado por estos experimentos en su evaluación a largo plazo.

Los compómeros muestran un comportamiento similar a largo plazo similar con respecto a la resistencia a las fuerzas de masticación en relación a materiales composites bien establecidos.

En cuanto a resistencia al desgaste el compómero presenta un excelente comportamiento al compararse el desgaste con una amalgama sometida a condiciones idénticas.

COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA

El coeficiente de expansión térmica, que se observa en los compómeros es muy similar al de la dentina, lo que nos proporciona una buena estabilidad dimensional de la restauración, además de lograr una menor microfiltración, debido a que la interfase entre la estructura dentaria y el material restaurador es poco significativa y por lo tanto hay una reducción en la incidencia de caries secundaria en los bordes de las restauraciones

SOLUBILIDAD

Presentan excelente resistencia a la solubilidad por la gran cantidad de relleno que tienen incluido en su fórmula. De hecho, uno de los fabricantes lo define como insoluble en agua. Sin embargo, algunos estudios realizados a estos producto revelan que la fuerza del material disminuye substancialmente, como resultado de la absorción de agua.

PROPIEDADES OPTICAS

Con el objeto de obtener el mejor acoplamiento entre la restauración y la estructura dental, es obligatorio que el material de obturación no solamente tenga una translucidez adecuada en términos absolutos, sino que desarrolle esta propiedad inmediatamente que es colocado, sin que existan cambios posteriores.

Cuando el compómero estaba en estadios de desarrollo se le presto mucha atención al respecto estético, con el objetivo e desarrollar un compómero con las propiedades ópticas que equiparen a aquellas determinadas para los materiales modernos basados en las resinas.

Los compómeros cuentan con una amplia gama de colores, de 8 hasta 13 actualmente, lo cual logra asemejar mucho más las tonalidades y cumplir con las necesidades estéticas que en la actualidad son cada vez más solicitadas.

En investigaciones realizadas en cuanto a las estabilidad de color a largo plazo el compómero se puede catalogar como un material sumamente estable.

RADIOPACIDAD

La visualización a los rayos X del compómero es de 250% en relación a aquella determinada por la dentina. Presentando una adecuada radiopacidad permitiendo la realización de exámenes radiográficos posoperatorios.

GRABADO ACIDO

Para lograr una óptima adhesión del material al tejido dental es necesario que la superficie adherente (a la cual se va a efectuar la adhesión) sea una superficie lisa y particularmente limpia, libre de impurezas y provista de alta energía superficial, apta para la adhesión.

De esta manera, debemos tener mucha precaución, ya que existen factores que van a desfavorecer esta unión, como lo son:

- ⇒ Medio oral permanentemente húmedo por la presencia de saliva fluida, serosa y muy viscosa - mucosa, que baña permanentemente los dientes.
- ⇒ La composición heterogénea de tejido dentario, particularmente de la dentina y cemento radicular.
- ⇒ Cambios constantes de la temperatura oral.
- ⇒ Cambios del pH en el medio oral.
- ⇒ Fuerzas aplicadas.

El objetivo del grabado ácido del esmalte y la dentina, es proveer una superficie con características para la recepción del adhesivo. Esta superficie queda libre de cualquier tipo de

residuos, se elimina la placa y las películas orgánicas de la superficie y subsuperficie, pero también se eliminan de la superficie del esmalte los cristales minerales inertes, lo que produce una superficie más reactiva, un aumento del área superficial y una reducción de la tensión superficial que permite que la resina moje con mayor facilidad al esmalte grabado.

Mediante este proceso también se logra la desmineralización superficial y profunda de hasta 30 micrones por el ataque del ácido a la hidroxiapatita, formación de fosfatos de calcio, los cuales al ser removidos dejan una superficie microporosa que servirá de anclaje mecánico al adhesivo.

En la mayoría de los compómeros no se utiliza la técnica de grabado ácido, ya que el principio básico de adhesión está dado por los grupos de ácido carboxílico, teniendo el mismo efecto que presentan en los ionómeros de vidrio. Pero en algunos otros compómeros, como sería el caso del F2000 de la casa 3M, si es requisito realizar el grabado ácido de la dentina y esmalte, como un medio que intensifique la unión del material restaurador con el tejido dentario.

En la actualidad el ácido fosfórico al 30 a 40% es el indicado para dientes permanentes como temporales, demostrando una

adhesión adecuada con la resina, con una baja pérdida de superficie de esmalte. La aplicación del ácido esta indicada durante 15 segundos.

MANEJO ADECUADO

- ⇒ Se aplica anestesia local.
- ⇒ Selección del color de la restauración.
- ⇒ Se debe de realizar un aislamiento, el cual, no tiene que ser absoluto obligatoriamente.
- ⇒ La preparación de la cavidad debe ser conservadora y sin ángulos internos agudos; en algunas ocasiones la preparación de la cavidad es innecesaria, como en cavidades clase V por erosión o abrasión; ya que el adhesivo nos provee de la unión que se requiere.
- ⇒ El fondo de las cavidades profundas debe de ser protegido por un aislante pulpar, como lo es el hidróxido de calcio, si el espesor de la dentina remanente es de 1 mm. ó menos. Colocándolo solo sobre la cámara pulpar para dejar dentina expuesta para la adhesión del producto.
- ⇒ En caso de que la preparación limite con tejido blando se puede colocar hilo retractor, el cual deberá de estar seco para evitar la

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

contaminación y contar con una buena visión de los límites de la cavidad.

- ⇒ Se deberá de tener cuidado de no desecar la dentina.
- ⇒ En algunos productos el grabado ácido del esmalte y dentina esta indicado, como lo seria el caso del F200 de 3M, para la colocación del adhesivo. Se puede utilizar tanto el ácido fosfórico como el maleico.
- ⇒ El agente adhesivo se coloca con un aplicador sobre dentina y esmalte durante el tiempo que indique el fabricante, posteriormente se seca y se fotopolimeriza.
- ⇒ Si la cavidad es de gran volumen, se deberá hacer la polimerización por capas de no más de 3 mm. en colores claros o no más de 2 mm. en colores oscuros; ya que estos tienen mayor contenido de relleno.
- ⇒ El tiempo de polimerización lo indica el fabricante, pero por lo general, este no deberá de ser menor de 40 segundos.
- ⇒ El terminado se puede realizar después de 20 segundos de polimerizado.
- ⇒ Es conveniente realizar el terminado con fresas de 12, 24 y 36 hojas para lograr una mejor anatomía, con discos se pulen las zonas interproximales y los márgenes de la preparación; también se pueden utilizar copas de hule con pasta para pulir.

VENTAJAS

- ⇒ Fácil y rápida manipulación.
- ⇒ Alta liberación de fluoruro.
- ⇒ Coeficiente de expansión muy similar al de la dentina.
- ⇒ Mínimo porcentaje de desgaste por abrasión.
- ⇒ Fuerte adhesión a esmalte y dentina.
- ⇒ Buen ajuste marginal.
- ⇒ Mínima contracción.
- ⇒ Alta estética.
- ⇒ Radiopacidad.
- ⇒ Superficie lisa, la cual presenta un óptimo pulido.
- ⇒ El sistema adhesivo es del tipo no volátil, libre de acetona y de fácil manipulación.

DESVENTAJAS

- ⇒ Uso específico y muy limitado.

INDICACIONES

- ⇒ Obturaciones de clases V (caries cervicales, erosiones radiculares, defectos cuneiformes).
- ⇒ Obturaciones clase III.
- ⇒ Obturación de dientes temporales en clase I, II, III y V.
- ⇒ Obturaciones de clase I y II simples.

CONTRAINDICACIONES

- ⇒ No debe utilizarse como recubrimiento pulpar directo o indirecto.
- ⇒ No debe utilizarse en áreas oclusales que soporten gran carga masticatoria.
- ⇒ No se deben utilizar en conjunto con materiales que contengan como base Eugenol.

USO DE COMPOMEROS EN ODONTOPEDIATRIA.

Los compómeros tienen algunas ventajas sobre otros materiales utilizados en odontopediatría, tales como:

- ⇒ Ser fotopolimerizables.
- ⇒ Excelentes características físicas.
- ⇒ Fácil manipulación.
- ⇒ Técnica de colocación que ahorra tiempo, y esto es un factor de gran importancia al trabajar con niños.
- ⇒ Presentan una alta liberación de fluoruros.
- ⇒ Son capaces de soportar las cargas masticatorias, por lo que pueden llegar a sustituir a una amalgama, a una resina y al ionómero de vidrio, sin que exista mayor problema.

INDICACIONES

La utilización de compómeros en odontopediatría presenta una gran ventaja, ya que por la constante liberación de fluoruros, una de sus principales indicaciones es en dientes que presentan un alto índice de caries y descalcificaciones.

Los compómeros están indicados para la obturación de dientes temporales en clase I, II, III y V, tomando en cuenta que al colocarlos en zonas donde se reciben cargas masticatorias estos tendrán un desgaste mayor que una resina de tipo híbrida.

PREPARACION DE CAVIDADES

El principio básico de la preparación de cavidades para la colocación de compómeros es la preservación de la mayor cantidad de tejido dentario:

PREPARACION PARA AMALGAMA	PREPARACION PARA COMPÓMERO
Se debe hacer extensión preventiva de la cavidad.	Se elimina únicamente el tejido afectado por caries.
Las cavidades de clase I deben extenderse por lo menos 0.5 mm en sentido pulpar en relación con la unión amelodentinaria.	Las cavidades se extienden eliminado tejido afectado por caries hasta donde se encuentre tejido sano.
Se debe aplanar lo más posible el piso pulpar.	No es necesario dejar un piso totalmente plano, si esto implica la remoción excesiva de tejido dental sano.
Los ángulos internos tendrán que estar redondeados.	Los ángulos internos tendrán que estar redondeados.
El ángulo cabo superficial será de 90°.	El ángulo cabo superficial tendrá que estar biselado.

DISCUSION

El compómero, como material de aparición reciente ha causado controversia en varios aspectos; como lo es la adhesión al tejido dental; de lo cual se han hecho varios estudios comparativos; Fritz en 1996 utilizando únicamente el adhesivo y observo que los márgenes de las cavidades se encontraban en óptimas condiciones.

En 1997 Chersoni encontró que la adhesión principal se da en el esmalte, y en menor grado en la dentina y en 1998 Ferrari M. realizó un estudio en el cual se realizó el grabado ácido del esmalte y no encontró una diferencia significativa de adhesión entre los compómeros que se utilizaron únicamente con adhesivos y los que también incluyeron en la técnica, el grabado ácido.

Pero tenemos que recordar, que aunque los compómeros , dentro de su composición química contienen los componentes básicos de los ionómeros de vidrio, no van a presentar las mismas características ni en su reacción ácido-base, ni en la adhesión específica que presentan con el tejido dentario. Por lo que si resulta importante (a pesar de que se cuenta ya en la actualidad, con una amplia gama de excelentes adhesivos) realizar el

grabado ácido del esmalte para lograr una mejor adhesión al tejido.

Otra situación importante que también ha sido motivo de varios estudios es la biocompatibilidad de los compómeros hacia el tejido dental. En 1997 Tarim B. realizó un estudio en primates, en el cual no se encontró ningún tipo de afección pulpar con el uso de compómeros; siempre y cuando no existan bacterias en la cavidad.

Es bien sabido en la actualidad, que algunos de los problemas de tipo pulpar en los dientes restaurados con resinas o algún material restaurador que contenga la misma fórmula, es provocado por los compuestos que contienen dichos materiales de obturación, pero también deben su origen a una falta de sellado que va a traer como consecuencia una reacción pulpar, debido a la filtración de bacterias por los tubulos dentinarios hacia la cavidad pulpar.

Pero esto no quiere decir que debemos de abusar de las propiedades de los compómeros porque han demostrado su biocompatibilidad con el tejido dental y pensemos en colocarlos muy cerca de pulpa sin ningún tipo de protección hacia ésta.

Esa protección se realizará con un forro cavitario que no contenga ningún componente fenólico y solo deberá abarcar la zona que se encuentre próxima con pulpa, ya que de otra manera interferiría con la adhesión.

CONCLUSIONES

Los compómeros son un material restaurador de reciente aparición, en el año de 1992, por lo que no es posible contar con una gran cantidad de estudios de tipo clínico.

Pero los estudios realizados hasta nuestros días nos dan un marco amplio en el cual podemos basarnos para la elección de este material restaurador, que como ya es sabido reúne las propiedades más significativas de las resinas y los ionómeros de vidrio pero sin rebasar dichos beneficios.

En los estudios hasta ahora realizados se coincide en el resultado de que los compómeros no se deben de colocar en zonas que reciban cargas excesivas, que su resistencia al desgaste es menor que la de una resina de tipo híbrido; que la liberación de flúor es menor que la del ionómero de vidrio; pero la calidad de pulido de la superficie y la variedad de colores que nos brinda es igual que la de una resina de microrrelleno, lo que significa que tiene una excelente propiedad estética.

Otro factor de gran importancia es que son materiales que no presentan solubilidad en el medio bucal por el alto contenido de relleno que presentan.

Aún sabiendo todas las ventajas que nos puede dar la colocación de un compómero, al no existir suficientes estudios clínicos, como ya se menciono anteriormente, no será posible clasificar a los compómeros como materiales de obturación permanentes.

En odontopediatría el uso de compómeros tiene muchas ventajas, ya que son materiales que nos proporcionan una serie de características muy adecuadas para la obturación de dientes temporales.

Una característica que puede representar gran parte del éxito de nuestro tratamiento, es que son materiales de fácil manipulación y que el tiempo de trabajo es corto, con lo que favorecemos el tratamiento del paciente infantil al estar ahorrando tiempo.

Otra ventaja de la restauración con compómeros es su constante liberación de fluoruros, con lo que además de estar colocando una restauración con gran estética, tendremos la ventaja de crear un ambiente cariostático.

Además de cumplir con uno de los más importantes objetivos de la odontología actual: la preservación de la mayor cantidad posible de tejido dental, gracias a sus propiedades y a los avanzados sistemas de adhesión.

BIBLIOGRAFIA

LIBROS

1) Mount Graham J.

"Atlas Práctico de Cementos de Ionómero de vidrio."

Salvat.

Barcelona 1990.

2) Guzmán Báez H.

"Biomateriales Odontológicos de uso clínico"

Cat Editores

Colombia 1990.

pp.179 a 246.

3) Pinkham, J,R.

"Odontología pediátrica"

Edic.

Interamericana

México 1994

pp. 295- 320

4) Roth Françoise,

"Los composites".

Masson, s.a

Barcelona 1994.

ARTICULOS

- 5) Sweeney, WT. And Caul, H:J "Denture rubber composition, proprieties and specifications" J.A.D.A. 27 1446, 1940.
- 6) Mc Lean JW & Wilso AD (1977). "The clinical development of the glass ionomer cements I Formulations and properties" Australian Dental Journal, 158 136: 269-76.
- 7) Stanford J:W : "The current status of restorative resins" Dent. Clin. N. Amer, 15:57, 1991.
- 8) Li J, von Beetzen M, Sundström F. " Strength and setting behavior of resin-modified glass ionomer cements." Acta Odont Scand 1995; 53:311-17.
- 9) Forsten L. "Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake." Acta Odont Scand 1995; 53: 222-25
- 10) Croll, T. P. "Lateral access class II restoration using resin-modified glass ionomer or silver-cermet cement." Quintessence Int. 1995 Feb. 26:121-6.

11)Cho E. "Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials." Quintessence Int. 1995 May 26:351-8.

12)Morand, J.M. "Resin-modified glass ionomer restoration of posterior teeth with proximal carious lesions". Quintessence Int. 1995 Jun 26: 389-94.

13)Swift-EJ Jr; "Restoration of primary molars using a new "compomer" material". Pract.Periodontics-Aesthet-Dent.1995 Oct; 7 (8): 25-30

14)Johnson L, M. "Examination of a resin-modified glass-ionomer material as a pit and fissure sealant." Quintessence Int.1995 Dec 26: 879-83.

15)Uno, S. "Long term mechanical characteristic of resin-modified glass ionomer restorative materials". Dent Mater 1996 Jan 12 :64-9.

16)Sjodin.L. "Resin modified glass ionomer cements.In vitro microleakage in direct class V and class II sandwich restorations". Swed Dent-J. 1996; 20 (3):77-86.

17)Denehy-GE; "Class V restorations utilizing a new compomer material: a case presentation." Pract.Periodontics-Aesthet-Dent.1996 April; 8(3): 269-75

18)Fritz, U.B. "Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin." Dent Mater 1996 May 12: 161-6.

19)Van Dijken JW. "3-year clinical evaluation of a compomer, a resin-modified glass ionomer and a resin composite in class III restorations".Am J Dent Oct 1996 9(5) 195:8.

20)Fritz, U.B. "Marginal adaptation of resin-bonded light-cured glass ionomer in dentin cavities"Am J Dent Dec 1996 9 (6) 253-8.

21)"The 3M F2000 Compomer System". Technical Product Profile. U.S. Edition . 1997 .

22)Abate PF."Barcoll hardness of resin modified glass-ionomer cements and a compomer."Quintessence Int May 1997 28(5) 345:8.

23)Chersoni S. "Laboratory evaluation of compomers in Class V restorations" Am J Dent. Jun 1997 10(3) 147:51.

24)Tarim B. "Biocompatibility of compomer restorative system on nonexposed dental pulps of primate teeth." Oper Dent. Jul-Aug 1997 22(4) 149:58.

25)Abate PF. "Adhesion of a compomer to dental structures" Quintessence Int Aug 1997 28(8) 509:12.

26)Andersson- Wenckert IE. "Durability of polyacid modified composite resin (compomer) in primary molars. A multicenter study". Acta Odontol Scand Aug 1997 55(4) 255:60.

27)Megid FY. "Shear bond strength of Dyract compomer material to dentin of primary molars" J Clin Pediatr Dent. Summer 1997 21 (4) 305:10.

28)Bala O. "Fluoride release from various restorative materials" J Nihon Univ Sch Dent.(Japan) Sep 1997 39 (3) 123:7.

29)Ferari M. "Sealin ability of two compomers applied with and without phosphoric acid treatment for class V restorations in vivo". J Phosthet Dent.(US) Feb 1998 79 (2):131:5.