

318322  
3  
201-



**UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA**

**ESCUELA DE ODONTOLOGIA  
INCORPORADA A LA  
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO  
3183-22**

**COMPOMEROS:  
UNA NUEVA OPCION RESTAURATIVA.**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TITULO DE :  
CIRUJANO DENTISTA  
P R E S E N T A :  
GABRIELA ALVAREZ NIETO**

**MEXICO, D.F.**

**1998**

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

260236



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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.

A Juan Carlos mi esposo  
Gracias por estar conmigo en todo y por tu apoyo.  
Incondicional.

A Juan Carlos mi hijo con todo mi amor

A mi Padre  
Gracias por tu valiosa colaboración, por tu interés y sobre todo por  
tu gran cariño.

A mi Madre  
Con respeto.

A Juan mi hermano gracias por contar contigo siempre

A Nancy con mucho cariño.

A todos mis maestros les agradezco  
sus enseñanzas y su apoyo.

# COMPÓMEROS

## UNA NUEVA OPCIÓN RESTAURATIVA

### INTRODUCCIÓN

Justificación del uso de compómeros en práctica clínica 1

### CAPITULO I

#### Resinas

1.1	Historia	4
1.2	Clasificación General	8
1.3	Composición química	13
1.4	Biocompatibilidad	25
1.5	Ventajas	27
1.6	Desventajas	27
1.7	Indicaciones	28
1.8	Contraindicaciones	28

### CAPÍTULO II

#### Ionómeros de vidrio

2.1	Historia	30
2.2	Clasificación General	32
2.3	Composición química	33
2.4	Biocompatibilidad	36
2.5	Ventajas	38
2.6	Desventajas	38
2.7	Indicaciones	39
2.8	Contraindicaciones	39

### **CAPITULO III**

#### Compómeros

3.1	Descripción del material y del sistema	43
3.2	Adhesión a las superficies dentárias	48
3.3	Fluorización	51
3.4	Biocompatibilidad	55
3.5	Resistencia inicial	59
3.6	Resistencia y durabilidad a largo plazo	62
3.7	Comportamiento de fatiga del material	64
3.8	Resistencia al desgaste estudios in – vitro	66
3.9	Propiedades ópticas	68
3.10	Radiopacidad	70
3.11	Ventajas	70
3.12	Desventajas	71
3.13	Indicaciones	71
3.14	Contraindicaciones	71

### **CAPITULO IV**

Conclusiones	72
--------------	----

## INTRODUCCIÓN

En la odontología restaurativa moderna la mayoría de las razones para la utilización de un cierto tipo de material, se le puede atribuir a una o más características :

- \* Estética inmediata y de larga duración
- \* De fácil aplicación
- \* Duración
- \* Aspectos preventivos
- \* Biocompatibilidad

Basado en estos requerimientos, en las últimas décadas, dos conceptos han sido desarrollados y han tenido seguimiento en el campo de las técnicas de obturación directa.

La primera en ser mencionada está enfocada en el uso de monómeros funcionales y prepolímeros en conjunto con los materiales de relleno inorgánicos e inertes o materiales de relleno orgánico para propósitos de refuerzo.

Tales materiales son altamente apreciados por su estética, su resistencia a las fuerzas destructivas y por último por el caso de las formulaciones de un solo componente por su habilidad de fraguar y de controlar su fraguado. Sin embargo no se puede ignorar que aparte de las ventajas mencionadas, los composites aún exhiben algunos atajos en la técnica de aplicación (grabado de ácido en la superficie de los dientes) y particularmente en las propiedades preventivas (no liberación de flúor).

Las mismas conclusiones, aunque con un énfasis distinto en las diversas propiedades, aplicadas al segundo concepto realizado desde la mitad de los setentas, en términos de cemento de ionómero de vidrio. En este caso en dónde los polímeros iónicos fueron combinados con flúor, conteniendo vidrios reactivos, los resultados

---

junto con la habilidad de adhesividad inherente a las superficies de los dientes, han puesto los cimientos para incrementar la aceptación de estos materiales.

Después de analizar todos los detalles de ambos tipos de material, se convirtió muy obvio que el objetivo para cualquier investigación subsecuente en este campo tenía que ser dirigida al desarrollo de una nueva clase restaurativa o en la cual se combinan todas las propiedades relevantes en uno, como se habían mencionado anteriormente.

Cuando estos hechos se hicieron aparentes se tomó varios años de investigación intensiva y de investigación clínica, antes de que el material híbrido pudiera ser presentado a esta profesión.

De acuerdo a su naturaleza química, la restauración resultante es generalmente designada como **COMPÓMERO**.

El compómero, es un material híbrido por excelencia ya que conjunta las propiedades de las resinas compuestas o composites y de los ionómeros de vidrio. Es un material fotopolimerizable y mono-componente.

El compómero nace en la universidad de Zurich, en julio de 1992, y se le atribuye su paternidad al Dr. Krecji. Las primeras marcas comerciales que salieron al mercado fueron Compoglasss de la casa Vivadent-Ivoclar y el Dyract de la casa Dentsply. Originalmente el nombre genérico de compómero, intentó ser patentado por la casa Kulzer, por diversas razones perdieron la primicia de la patente y hasta la fecha esta casa comercial no ha sacado al mercado ningún producto similar.

El concepto de unificar las propiedades y los ionómeros de vidrio, ha sido ya probado por varios fabricantes. Existen varias propiedades como la liberación de flúor, que se vió disminuida significativamente (Torabzaden et al 1994) y tampoco se consiguió



la estabilidad (Watts et al 1994) ni la resistencia a la abrasión (Peters y Roeters, 1994) de los composites.

Los compómeros tienen su origen en las deficiencias de los composites y ionómeros, y han sido diseñados para compensar primordialmente estas deficiencias en una interacción, que capta las virtudes de ambos materiales y las potencializa en un solo componente final, borrando de manera importante sus carencias.

# CAPÍTULO I

## RESINAS

### 1.1 HISTORIA

Es importante recalcar que la odontología organizada existe como tal solo desde 1840. Durante el período comprendido entre 1840 y 1940 fueron establecidos muchos de los principios de la práctica odontológica que siguen vigentes hoy en día. Durante estos años fueron introducidos muchos materiales nuevos así como técnicas para su manipulación y uso en la práctica dental restauradora que iba progresando.

El caucho vulcanizado duro fue descubierto alrededor de 1855, y propuesto como material base de dentadura bajo los nombres de ebonita o vulcanita. La odontología fue la primera en beneficiarse del descubrimiento del proceso de vulcanización y de la producción de un material llamado a veces, "goma elástica".

Durante los siguientes 75 años el caucho vulcanizado se mantuvo como material principal para bases de prótesis.

Desde que fue utilizada por primera vez hasta 1930-1940 la vulcanita era el mejor material para base que podían producir la ciencia y la industria. Así pues, la vulcanita y los dientes de porcelana se volvieron materiales estándar para restaurar cierto grado de función y aspecto en la dentadura.

Por lo tanto, se debe honrar la vulcanita como el aporte más importante en el proceso evolutivo de perfeccionamiento de las restauraciones dentales. (19)

Se atribuye a John Wesley Hyatt la preparación, en 1868, del primer compuesto orgánico plástico para moldeo; el compuesto era el nitrato de celulosa, conocido como "celuloide". En 1870 se

utilizó como material base para prótesis, lo cuál significa que se estaba buscando un sustituto de la vulcanita.

El descubrimiento del material celuloide de plástico tuvo la virtud de estimular a los dentistas a estar atentos a todos los descubrimientos de otros plásticos que poseerían las cualidades deseadas.

No fue sino hasta 1909 cuando se anunció la elaboración de un compuesto orgánico nuevo para moldeo. Era una resina fenol-formaldehido, descubierta por el doctor Leo Bakeland y conocida como "bakelita". Hacia 1924 estas resinas fenólicas eran producidas a escala industrial y el doctor Stryker empezó a preparar prótesis con este material. Durante los 10 o 15 años siguientes fueron elaborados y distribuidos a los dentistas aproximadamente unos 15 productos diferentes de resina fenol-formaldehido. (11)

El período comprendido entre 1930 y 1940 fue un periodo de expansión rápida de la industria de las resinas con fabricación de una gran variedad de productos comerciales.

Estos años de experimentación intensiva y evaluación clínica con plásticos disponibles proporcionaron una información valiosa para estudios ulteriores relacionados con la necesidad de encontrar un material de base ideal.

La introducción de un material plástico más adecuado, ocurrió en 1937, cuando el Dr. Walter Wrigt describió los resultados de sus evaluaciones clínicas de la resina metilmetacrilato. (15)

Casi al mismo tiempo, este nuevo material apareció en el mercado bajo el nombre de Vernonite, y fue seguido rápidamente por un gran número de otros productos acrílicos. Así, la vulcanita, el celuloide, y la bakelita fueron materiales desplazados rápidamente.

La fabricación del autocurado en los últimos años de la década de 1940, hizo posible la restauración directa de los dientes con resina. Estas resinas permitían la combinación del monómero con el polímero con lo cual se obtenía una masa plástica o un gel que se colocaba dentro de la cavidad tallada, en donde polimerizaba in situ.

El uso de la resina acrílica para obturaciones dentárias fue tema de muchas controversias. Ciertas propiedades como sus cualidades estéticas y la insolubilidad la hacían superior al cemento de silicato. Por otro lado otros defectos que le eran propios hacían dudar que sirviera como material de obturación. (9) (24).

En 1947 se conocieron trabajos acerca de nuevos procedimientos, descubiertos en Alemania, de elaboración de resina acrílica utilizando activadores o aceleradores químicos que permitían que el proceso de polimerización transcurriera a temperatura ambiente sin añadir calor adicional.

Estas resinas químicamente activadas, llamadas resinas curadas en frío, autocuradas, o autopolimerizadas.

Las resinas químicamente activadas, que representan un adelanto enorme para la elaboración del material dental, fueron descubiertas en 1947, solo 10 años después de haber puesto a disposición de los dentistas las resinas acrílicas.

Con los avances del polímero, las investigaciones han atendido al desarrollo de un sistema de resina mejorada para usarla como material para restauración; de preferencia una que tuviera una unión adhesiva con la estructura del diente. Aunque esto último aún no se ha logrado, se han ideado nuevas resinas reforzadas mediante rellenos. En general las propiedades de estas resinas compuestas superan a las de las resinas acrílicas convencionales sin relleno.

---

Las resinas sin relleno se clasifican como tipo I y las resinas compuestas se clasifican como tipo II

En 1978 varios sistemas de microrelleno se introdujeron en el mercado Europeo. La característica interesante de estas resinas es su capacidad de poderles dar un terminado al punto de llegar a una superficie extremadamente suave.

En una investigación clínica se compararon resinas convencionales y de microrelleno , y después de 18 meses se llegó a las siguientes conclusiones:

Todas las resinas composites demostraron una estabilidad de color más alta, y en contraste con las expectativas los composites de microrelleno mostraron un resultado clínico mejor en estabilidad de color que las resinas convencionales. Sin lugar a dudas su superficie más suave y su gran resistencia al uso favorecieron las características estéticas.

## 1.2 CLASIFICACIÓN GENERAL

### RESINA ACRÍLICA (TIPO I)

Como se indicó las resinas sin relleno o de relleno directo han dejado de ser los materiales preferidos. Sin embargo, su química y propiedades fundamentan las ahora populares restauraciones compuestas.

### COMPOSICIÓN QUÍMICA

Las resinas acrílicas sin relleno se surten en polvo y en líquido. El principal ingrediente del polvo es un polímero, en forma de cuenta o pulverizado, mientras que el líquido es principalmente un monómero.

Es deseable que la polimerización de una resina de relleno directo se realice en un tiempo relativamente corto.

Así, las resinas de relleno directo son compuestas de manera que el periodo de inducción (tiempo de gel) sea corto.

### PROPIEDADES FÍSICAS MECÁNICAS Y QUÍMICAS

La especificación exige un mínimo de tiempo de trabajo de 1.5 minutos para las resinas de relleno directo.

El tiempo de endurecimiento es el tiempo que va desde el inicio de la mezcla hasta que se obtiene una lectura de dureza específica. El tiempo máximo es de 8 minutos. La polimerización es una reacción exotérmica.

La contracción por polimerización en volumen, de las resinas acrílicas de restauración sin relleno va de 5 a 8 %, lo cual es el mismo grado que las resinas para prótesis, descritas previamente.

La contracción del material fuera de los márgenes de la cavidad creará un hueco que causará filtración marginal y los problemas asociados con la microfiltración.

El coeficiente lineal de expansión térmica a través de la corona del diente es de  $11.4 \times 10^{-6}$  mm/mm/OC. El coeficiente de la expansión térmica de una resina sin relleno es de  $92 \times 10^{-6}$  mm/mm/OC.

Es por eso que cuando una resina acrílica sin relleno se calienta o enfría cambia su dimensión unas 8 veces más de lo que hace el diente por cada grado de cambio en la temperatura. Esto puede observarse, la diferencia en la expansión térmica entre el diente y la resina sin relleno, es más grande que en cualquier otro material para restauración.

Sin embargo, la resina sin relleno tiene una característica que compensa en cierto modo los defectos indeseables del alto coeficiente de expansión térmica. Las resinas acrílicas sin relleno presentan una baja conductividad térmica y difusión. Así, la restauración cambia su temperatura de manera lenta. Por esto, la restauración de resina lleva mucho más tiempo para calentarse o enfriarse, en comparación con las restauraciones metálicas, las cuales tienen una alta conductividad térmica y difusión.

La resistencia por compresión de la resina acrílica sin relleno es baja, cerca de 62 MP a (9000 psi). La resistencia a la deformación y la resistencia a la tracción aún son más bajas. Para una resina tipo I, la especificación de la American Dental Association requiere de una resistencia a la tracción diametral mínima de 24 MP a (3480 psi). Cuando se compara con la tensión oclusal que puede generarse durante la masticación, el material es muy frágil.

La resina acrílica es el material más suave de todos los de restauración. Debido a estas propiedades mecánicas relativamente bajas, el uso de las resinas acrílicas sin relleno ha sido limitado a restauraciones de cavidades clase III y clase V.

## PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Todos los materiales usados para la restauración de los dientes cariados originan cierta reacción pulpar que por lo general no es deseable. La resina acrílica no es la excepción. En un principio cuando el material fue introducido a menudo se observaron patología y lesión pulpar, las cuales se atribuyeron a los efectos tóxicos de los componentes de la resina.

Así pues, las resinas acrílicas al principio causaban irritación pulpar, por ello se recomienda la protección de la pulpa por medio de una capa o base de hidróxido de calcio sobre la pared pulpar.

No debe usarse cemento de óxido de cinc y eugenol, porque el eugenol interfiere con la adecuada polimerización de la resina.

## RESINAS COMPUESTAS (TIPO II)

Existen ciertas características inherentes del poli (metacrilato de metilo) que limitan su uso y su eficacia como material de restauración. La baja dureza y resistencia, el alto coeficiente de expansión térmica y la falta de adhesión a la estructura del diente restringen su empleo con eficacia. Existen actualmente muchas investigaciones que buscan la formulación de sistemas de resinas con mejores propiedades físicas y con un mejor comportamiento clínico.

Ciertos inconvenientes de la resina acrílica, como el alto coeficiente de expansión térmica, aparecen también en estas resinas.



Las propiedades de las resinas epóxicas (es decir, sus características adhesivas potenciales y el hecho de que endurecen a temperatura moderada con una contracción baja en la polimerización) estimularon la investigación de su aplicación como material de restauración, en particular como un material aglomerante para los rellenos inorgánicos. De allí surgieron las resinas compuestas para restauración.

## RESINAS COMPUESTAS CONVENCIONALES (TIPO II)

Técnicamente el término compuesto se refiere a un sistema de material formado por una mezcla de uno más macroconstituyentes, los cuales difieren en su forma porque son insolubles entre sí. En odontología el término compuesto se refirió desde el principio a un material para restauración en forma de pasta, que consta de una unión orgánica que contiene por lo menos 60 % de relleno inorgánico en peso incorporado dentro de un sistema que inducirá la polimerización.

Asimismo, las partículas de relleno son cubiertas con un agente de unión para ligarlas a la matriz de la resina. Así una resina compuesta tiene una adhesión de resina, un relleno y un agente de unión. Otro ejemplo de una estructura compuesta es el esmalte dental, en el cual una alta concentración de partículas de relleno de apatita inorgánica se ligan dentro de una matriz orgánica.

Lo anterior implica una separación en la fórmula de las resinas compuestas. Ciertos parámetros influyen en gran medida en las propiedades que se obtienen al añadir rellenos a la matriz de la resina. Como se verá más adelante, es muy importante la caracterización de la fase dispersa según su forma, tamaño, dureza concentración y distribución.

## MATRIZ DE LA RESINA

El hallazgo de una matriz adecuada para las resinas compuestas se enfrentó a numerosas dificultades, como agentes de curado adecuados y la falta de estabilidad necesaria del color.

Estos problemas condujeron a combinar una resina epóxica y una de metacrilato. La investigación de Bowen es clásica y la mayor parte de los compuestos conocidos en la actualidad se basan en su concepto.

El monómero de dimetacrilato (BIS -GMA) se sintetiza mediante la reacción entre el bisfenol A y el metacrilato glicidílico. Esta molécula híbrida se clasifica como resina de metacrilato termoldeable.

### 1.3 COMPOSICIÓN QUÍMICA

Bowen desarrolló el sistema composite de restauración dental y lo introdujo a la odontología, con tanto éxito que pronto reemplazó los silicatos como un material estético. Por un periodo de tiempo todos los composites comerciales fueron similares en composición y química. Los composites fueron mejorados por la modificación del relleno, agente de unión, y los tipos diferentes de diacrilatos seleccionados. Estos composites han sido altamente exitosos especialmente cuando han sido combinados con la técnica de ácido grabador han sido adaptados a una variedad de aplicaciones.

Es importante hacer un repaso a la química, composición y propiedades de los composites ya que es fundamental para entender su comportamiento clínico.

Una resina composite consiste de por lo menos dos fases, una fase dispersa de alta dureza y una fase matriz de baja dureza, con las propiedades del composite siendo intermedias en las dos fases.

La composición de composites dentales pueden ser subdivididos en: la fase matriz, la fase dispersa, y la fase de superficie interfacial entre estas dos.

La fase matriz consiste en polímeros y remanentes de monómeros, compuestos orgánicos utilizados como controladores de viscosidad, inhibidores de la polimerización, iniciadores químicos o catalizadores, y aceleradores así como también fotoactivadores halógenos o ultravioletas.

La fase dispersa usualmente contiene partículas microinorgánicas o partículas de tamaño coloidal y puede contener partículas de polímero.

La fase interfacial consiste en agente de unión tal como organosilano conteniendo grupos funcionales que se unen a la fase dispersa y a la fase matriz.

La unión de esta fase interfacial a las otras dos fases es crucial en la producción de un composite que tenga propiedades intermedias a aquellas de alta dureza, fase dispersa y de baja dureza, y fase matriz más dúctil.

### **Fase Matriz**

Los componentes involucrados en el desarrollo de la fase matriz han sido descritos como un composite típico por Bowen y para una gran variedad de composites comerciales por Asmussen.

Uno de los principales componentes de todos los composites es el Oligómero o monómero de peso molecular bastante alto (500 a 5,000), el más común es el BIS-GMA (llamado así por sus reactivos bis-fenol A y glicidil- metacrilato). La fase matriz usualmente consiste en alrededor de 40 a 50 por ciento por volumen de los componentes.

### **Oligómeros.**

La fórmula estructural generalizada para el BIS-GMA es mostrada abajo:

### **Controladores de viscosidad.**

El Oligómero de BIS-GMA es un líquido altamente viscoso y para mejorar las cualidades de manipulación durante el mezclado y la colocación, líquidos de baja viscosidad tales como metilmetacrilato (MMA), etilenglicol demetacrilato (EDMA), o trietilenglicol dimetracrilato (TEDMA), están incluidos. El último componente es el que más se utiliza.

---

## **Inhibidores.**

El adecuado tiempo de vida de los composites dentales es esencial, y los inhibidores están incluidos con los Oligómeros y los controladores de viscosidad disfuncional para prevenir la polimerización prematura.

## **Iniciadores Termoquímicos**

El iniciador más común es peróxido de benzoyl (BP). El calor, luz y algunos químicos pueden causar la descomposición del BP resultando en radicales libres que inician la polimerización. Como resultado es recomendable que los composites sean almacenados en un ambiente frío, oscuro y limpio.

## **Aceleradores**

Existen algunas aminas terciarias aromáticas tales como N,N-dimetil-p-toluidine y N, N-dihydroxyetil-p-toluidine que son utilizadas para interactuar con el peróxido de benzoyl a temperatura ambiente para producir radicales libres necesarios para iniciar la reacción de polimerización de la matriz.

## **Iniciadores Fotoquímicos**

La reacción de polimerización puede ser iniciada por radiación electromagnética como lo es la luz ultravioleta con una longitud de onda de 36 nm o con luz halógena alrededor de 420 a 450 nm.

Para sistemas que utilicen iniciación con luz ultravioleta, existe un componente orgánico que genera radicales libres bajo la influencia de luz ultravioleta y que se incorpora a la formulación, como ejemplo está el eter benzoin alkyl.

Estos compuestos absorben luz ultravioleta y generan radicales libres los cuales inician la polimerización.

Para los sistemas que utilizan luz visible, una diketone tal como la camforoquinona (aproximadamente 0.2 por ciento) es utilizado en combinación con una amina orgánica tal como N,N-dimetilaminoetilmetacrilato (aproximadamente 0.1 por ciento).

La diketone absorbe la luz en un rango de 420 a 450 nm aproximadamente, y un estado triple es producido, el cuál junto con la amina, resulta en radicales de ion que inician la polimerización.

### **Componentes Adicionales.**

Químicamente los composites pueden contener compuestos orgánicos que absorban luz ultravioleta durante el servicio clínico y mejoren la estabilidad del color de la restauración.

Los estabilizadores de luz ultravioleta, sin embargo, no son compuestos apropiados para un composite que se inicie con luz ultravioleta ya que estos retardan la polimerización del composite.

Los compuestos que fluorescen en la luz ultravioleta pueden presentarse para que coincidan con la fluorescencia natural de los dientes.

### **Fase Adicional o de Refuerzo.**

Los materiales de refuerzo más comunes son el cuarzo, borosilicato, vidrios, y vidrios de cerámica. Los vidrios y las cerámicas pueden ser litio, aluminio, aluminio de bario o silicatos de aluminio de estroncio. El cuarzo es el más duro del grupo, proporciona buena resistencia al desgaste, y provee buena estética.

El bario u otros vidrios de metal pesados proveen radiopacidad y pueden estar mezclados con otros rellenos de refuerzo.

Los composites experimentales que consisten de circonio han demostrado tener una opacidad adecuada en las radiografías.

El porcentaje de relleno y del tamaño de la partícula varía entre los productos.

La mayoría de los composites tienen un contenido de relleno de alrededor de 78 % por peso o 55 % por volumen y un tamaño de partícula que el 50 % de las partículas son menores que 3 a 13 nm.

Los composites introducidos recientemente tienen un contenido de relleno de 33 a 50 % por peso, con la más grande porción siendo sílica coloidal con partículas submicroscópicas fluctuando desde 0.007 a 0.14 u.m.

La sílica coloidal tiene una área de superficie de 300m<sup>2</sup> por gramo y como resultado los materiales no han sido preparados con un porcentaje alto de relleno como cuando los rellenos con partículas de 1 a 15 nm son utilizadas. Alguna combinación de partículas convencionales y coloidales permite que el contenido del relleno intermedio sea de 50 % por peso.

Un componente importante de los composites son los pigmentos, los cuales consisten en cantidades pequeñas de compuestos inorgánico coloreados. Los pigmentos son agregados para mejorar el resultado estético más que para mejorar las propiedades mecánicas. Se puede producir fluorescencia por los complejos de metales óxidos.

### **Agente de Unión.**

Para que un composite pueda mejorar sustancialmente sus propiedades mecánicas, debe existir una transferencia de estros bajo cargas desde el relleno de refuerzo disperso de alta fuerza a través de la matriz del polímero más dúctil.

Para que esta transferencia pueda ser efectiva, debe de existir un buen agente entre la fase matriz del polímero y la fase de refuerzo inorgánico. Este requerimiento se logra por medio de la utilización de un agente de unión que se anexa a la fase de refuerzo inorgánico y reacciona con la fase orgánica. Los agentes de unión más comunes son los silanos.

Epoxi silanos tales como  $\gamma$ -glicidoxipropyltrimetoxisilano y especialmente  $\gamma$ -meta-cryloxiopropiltrimetoxisilano han sido utilizados exitosamente.

Se cree que el mecanismo de unión involucra la hidrólisis de los grupos methoxy con la superficie de agua adherida en el relleno de refuerzo o con grupos silanol o aluminol del relleno. Las uniones dobles de carbón no saturado están disponibles para la polimerización con la matriz durante el endurecimiento del composite. Sólo se necesitan pequeñas cantidades son requeridas ya que 1 gramo puede cubrir 314 m<sup>2</sup> de la superficie del relleno de refuerzo.

### **Polimerización.**

La conversión de oligómeros y monómeros a una matriz de polímero es iniciada por medios químicos o fotoquímicos para formar radicales libres. Una amina orgánica y peroxido se conjuntan por el mezclado o las cantidades iguales de dos pastas (o las correctas cantidades de pasta y liquido en los sistemas de la actualidad), y su reacción produce radicales libres a temperatura ambiente.



La tasa en la cual los radicales libres son formados con respecto al tiempo es directamente relacionada al producto de la concentración del iniciador del peróxido y el acelerador de la amina. Existen variaciones mínimas en las cantidades de las pastas y prácticamente no tienen efecto en la reacción de fraguado. Como un ejemplo, las variaciones en cuanto a las proporciones de catalizador y base de 2 a 1 o de 1:2 no alteran significativamente el fraguado de los composites.

La reacción de polimerización le han dado seguimiento midiendo la viscosidad de las pastas mezclados. La mayoría de los composites se caracterizan por un incremento muy bajo en la viscosidad hasta el final de tiempo de trabajo, cuando existe un incremento muy rápido en la viscosidad.

En general, el tiempo de trabajo a temperatura ambiente o a 23 grados C varía de 1 a 5 minutos, y el tiempo de fraguado a la temperatura bucal varía de 1.5 a 6 minutos.

### **Iniciación Fotoquímica.**

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 de longitudes de onda que van desde los 200 a 400 nanómetros y se ha demostrado que las longitudes de onda menores a 320 nm, puede producir daño a los tejidos y el grado del daño depende de la intensidad y duración de la exposición.

También, el efecto de repetidas exposiciones es generalmente igual a aquella única exposición de larga duración de el mismo tiempo total.

Llama la atención la formación de pigmentaciones en el humor vitreo y lente en los ojos de conejos, después de haber sido expuestos a luz ultravioleta de 365 nm.

Se concluye que los efectos adversos de la radiación ultravioleta pueden ocurrir, pero solamente utilizando dosis mucho más altas, que aquellas requeridas para polimerizar composites, y que el uso adecuado de las lámparas de luz ultravioleta no deben presentar daño significativo tanto para los pacientes como para el personal del consultorio.

Las fuentes de 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.

La luz es dirigida al composite por medio de un bastón de cuarzo, un tubo conteniendo un líquido o muchas fibras de cuarzo que están dobladas cerca de la punta.

El bastón, el tubo o el conjunto de fibras están protegidas para que la luz sea emitida solamente en la punta.

Todas las lámparas emiten una luz ultravioleta de entre 365 a 367nm.

El diámetro de las puntas de las lámparas varía de 10 a 2.5 mm. y puede haber variación en cuánto a la intensidad por varios factores, como la edad del bulbo, la curvatura del tubo en la punta, y la limpieza de la punta. Por esta razón el mantenimiento de las lámparas es muy importante.

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

### **Luz Halógena.**

Durante los últimos años han aparecido en el mercado gran cantidad de composites y lámparas para fraguado por luz halógena. Las ventajas de los composites fraguados por luz halógena frente a los quimiopolimerizables consiste en que pueden ser manipulados durante más tiempo a la vez que el tiempo de fraguado es menor (40-60 segundos, frente a los minutos necesarios para los de polimerización química).

Esto permite acometer el acabado mucho antes. tienen, además mayor estabilidad de color que los de fraguado químico porque hay menos amina terciaria residual presente. Se piensa que esta amina residual es la principal causa de decoloración de las resinas composite.

Otra de las ventajas es que las bombillas halógenas por lo general, mantienen una eficacia constante a lo largo de su vida útil. Los únicos problemas que se han presentado tienen que ver con algunas bombillas halógenas plateadas, en las que puede ocurrir en su interior un ennegrecimiento que reduce la intensidad de luz emitida. En cualquier caso, hasta que la lámpara no resulta aparentemente débil suele estar funcionando al 100 por ciento de efectividad. Estas unidades de luz halógena no necesitan período de calentamiento.

Las desventajas incluyen un posible daño ocular (quemadura retinal). También resulta difícil obtener un buen fraguado de las áreas más profundas de la preparación, ya que la penetración de la luz tiene una limitación máxima de aproximadamente 3mm. Este sistema de polimerización también genera calor, que puede resultar perjudicial para la pulpa.

Otras desventajas incluyen el gasto y el mantenimiento de la lámpara halógena. También es difícil comprobar si se mantiene o no la eficacia de las fibras transmisoras.

Sin embargo, las ventajas predominan sobre las desventajas, y los sistemas de luz halógena constituyen aún la mejor elección en un futuro cercano.

### **Factores que Afectan la Efectividad del Fraguado por Luz Halógena.**

Una polimerización inadecuada puede conducir a:

1. Pérdida de la biocompatibilidad de la resina, ya que de ella puede desprenderse el monómero no fraguado.
2. Blanqueamiento o cambio de color debido a la presencia de acelerador que no ha reaccionado y a mayor absorción de agua.
3. Pérdida de la retención debido a que las prolongaciones de resina que se adaptan a los prismas de esmalte grabado no están completamente polimerizadas.
4. Excesivo desgaste debido a la maleabilidad que resulta del incompleto entrecruzamiento de la matriz de resina.

## **Tiempo.**

El mínimo tiempo de fraguado es de 40 segundos, los composites fraguan durante y después de la activación de luz. Estas dos reacciones de fraguado se han denominado reacción con luz y reacción oscura. La reacción de luz es la polimerización que tiene lugar cuando la luz está incidiendo y atravesando el composite. La reacción oscura es la polimerización que comienza inmediatamente después de que se apaga la luz de polimerización. Esta reacción continúa por lo menos durante 24 horas. A la reacción oscura también se le denomina polimerización posirradiación.

## **Temperatura.**

El fraguado es menos efectivo en los composites que polimerizan por luz, si mantienen todavía la temperatura del refrigerador antes de la polimerización; mayor temperatura conduce a un fraguado más completo y rápido.

## **Distancia de la Luz a la Resina.**

La distancia ideal es de 1mm., manteniendo la fuente de luz a 90° con la superficie del composite. Si se dobla esta distancia, la intensidad del fraguado puede verse restringida hasta una cuarta parte, ya que la luz se disipa proporcionalmente al cuadrado de la distancia. Esto podría afectar a la profundidad del fraguado, que depende tanto de la intensidad de la luz como del tiempo de fraguado.

## **Grosor de la Capa de Resina que ha de Polimerizarse.**

Se ha demostrado que siete días después de haber polimerizado durante 40 segundos un composite de tonalidad clara, éste mostrará, a la profundidad de 1 mm, un fraguado (medido según la dureza) entre el 68 y el 84 % del fraguado obtenido en superficie.

A los 2 mm. de profundidad, el mismo composite sólo tendrá el 40 o el 60 % de la dureza de superficie. A los 3 mm. alcanzará sólo el 34 % de la dureza alcanzada en la superficie. Por esto es mejor polimerizar los composites en grosores no mayores de 1mm. eligiendo una fuente de luz óptima y un composite de tonalidad clara, ya que las tonalidades más oscuras no polimerizan en tanta profundidad.

## 1.4 BIOCMPATIBILIDAD

Las evidencias histológicas presentadas con respecto a las reacciones pulpares con la utilización de restauraciones composites aquí mencionadas son sustentadas por Brannstorm. El sugiere la utilización de un material base subyacente a las resinas composites, y la utilización del ácido grabador del esmalte de las paredes cavitarias, u otra técnica de sellado cavitario. También afirma la necesidad de " una limpieza y desecación adecuadas ".

Las reacciones pulpares a los procedimientos operativos, incluyendo la colocación de resinas composites, pueden ser causadas por varios factores, ejemplo trauma durante la preparación, infección y efectos toxicos de los materiales. Más aún, el efecto acumulado de todos estos factores depende de la resistencia y la reacción de los tejidos involucrados.

Es por esta razón, que no se puede señalar un particular factor como la única causa de una reacción pulpar adversa, después de colocar una restauración dental.

Estas conclusiones están limitadas a los efectos locales de las reacciones con los composites. Sin embargo es importante también considerar los efectos biológicos. Existen datos los cuales indican que dentistas, asistentes y pacientes son sensibles a los componentes de las resinas dentales, y se han reportado reacciones alérgicas a las resinas composites (Nathanson y Lockhart, 1978; Tinkelman y Tinkelmann, 1979; Malmgren and Medin, 1981; Niinimaki et al., 1983).

PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DE LOS  
COMPOSITOS CONVENCIONALES

Contracción por polimerización (% por volúmen)	1.2 -1.6
Porosidad (%)	1.8-4.8
Coefficiente termal de expansión ( $\times 10^{-6}/\text{###C}$ )	26-40
Conductividad termal (cal/sec/cm <sup>2</sup> (0C/cm) $\times 10^{-4}$ )	25-33
Fuerza compresiva (MPa)	210-290
Módulo de elasticidad (MPa)	8.000-16.000
Dureza (KH)	50-55
Fuerza de Tensión (MPa)	35-55
Solubilidad en agua (mg/cm <sup>2</sup> )	0.01-0.06



## RESINAS AUTOPOLIMERIZABLES

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Fácil manipulación.                      Costo accesible.                      Fueron las primeras obturaciones del color del diente.                      En una misma cita se puede colocar la restauración.</p>	<p>Estética pobre.                      Solo existía un color universal.                      Adaptación marginal muy pobre.                      Dificultad al pulir, resultando superficie rugosa.                      Falta de adhesión a la estructura del diente.                      Falta de estabilidad de la forma.                      Pérdida de la forma anatómica.                      Los espacios por contracción en el sellado marginal, propician reincidencia cariosa y alteraciones pulpares eventuales.                      Biocompatibilidad pobre debido a la presencia de espacios resultantes del fenómeno polimerización.                      Requieren de un grabado de esmalte.                      Contracción volumétrica.                      Conforme se incrementa el proceso de biodegradación aparecerá sobre la superficie de la resina el aspecto de "FASE LUNAR" facilitando la acumulación de placa dentobacteriana.</p>

## RESINAS AUTOPOLIMERIZABLES

INDICACIONES	CONTRAINDICACIONES
Cuando la estética no es indispensable. Clase I, III, V.	Clases II simples o compuestas. Poca superficie de esmalte. Coronas totales en dientes anteriores o posteriores. No polimeriza con derivados fenólicos.

## RESINAS FOTOPOLIMERIZABLES

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>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 de 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 dentobacteriana.</p>
INDICACIONES	CONTRAINDICACIONES
<p>Situaciones en las que la estética sea muy importante.</p> <p>Clase I, Clase V, Clase II.</p> <p>Restauraciones en dientes temporales.</p>	<p>No polimeriza si se utiliza como base sustancias fenólicas.</p>

## CAPITULO II IONÓMEROS DE VIDRIO

### 2.1 HISTORIA.

Uno de los avances más grandes de este siglo lo hizo M. Buonocore al publicar un artículo en 1955, al ser aceptada la adhesión al esmalte por medio de un sistema micromecánico. El persuadió la idea con considerable vigor, y con el tiempo definió los principios de la técnica con ácido grabador, hasta el punto, en que es reconocido como el padre de este concepto. Michael Buonocore expandió el concepto de adhesión de las resinas al esmalte e investigó la adhesión a la dentina. El problema ha sido resuelto a través de los ionómeros de vidrio.

La unión dentinaria ha sido siempre más problemática debido a las dificultades para que exista una adhesión en la presencia de agua en el ambiente oral. Una unión química parecía más lógica que una mecánica y el progreso era muy lento. Siguiendo el trabajo que inició Haggars hubo muy poco desarrollo por algunos años.

El progreso o avance llegó cuando Smith presentó los cementos de policarboxilato a la profesión demostrando que era posible desarrollar un intercambio iónico con la dentina y el esmalte utilizando un ácido polialcenoico como líquido. (16)

El polvo que utilizó Smith era esencialmente óxido de zinc, así que el cemento carecía de propiedades físicas y pasaron algunos años antes de que Wilson y Kent (1972) perfeccionaron la combinación de polvos de vidrio con un ácido polialcenoico para producir cementos de ionómero de vidrio con suficientes propiedades físicas para ser utilizadas para restaurar. (22)

Mclean estaba involucrado en los aspectos clínicos para refinar estos cementos, y fue el quien eventualmente los presentó a la

---

profesión en 1976 en un congreso en Adelaide, Australia. Subsecuentemente el presentó una serie de documentos (Mclean & Wilson, 1977 a, b, c) enfatizando su desarrollo y sus propiedades esenciales. (13)

La aceptación de las versiones tempranas fue lenta debido a que se percibían problemas con el intercambio de agua, una gama de colores muy pobre, y falta de translucidez.

Se ha llevado a cabo considerables investigaciones por alrededor de 20 años por los miembros de la profesión y también por parte de los fabricantes, en este punto, los ionómeros de vidrio hacen una contribución muy valiosa a la practica diaria.

En la actualidad están disponibles tanto en autocurables como en cementos duales, y la gama de colores y la translucidez son excelentes. Se han superado problemas de colocación clínica, y ahora se trata de simplemente tomar ventaja de la adhesión y de la liberación de flúor entre otras propiedades que tienen los ionómeros de vidrio y que serán descritas más adelante.

## 2.2 CLASIFICACIÓN GENERAL

La siguiente clasificación fue aceptada por Wilson y es generalmente aceptada : (23)

<b>Tipo</b>	<b>Descripción</b>
I	Cementación de puentes, coronas y brackets ortodónticos.
II	Cemento restaurador
II.1	Cementos para restauración estética
III	Cementos reforzados para restauraciones

Proporción de polvo-líquido 1.5 : 1 se utiliza como cemento base.

Proporción de polvo-líquido 3 : 1 se utiliza como base o sustituto dentinario.

La química es esencialmente la misma en las 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.

### **Clasificación de Ionómeros de Vidrio en Cuanto a la Química de su Fraguado.**

### Autocurables

### Fotocurables o Cementos Duales

## 2.3 COMPOSICIÓN QUÍMICA.

Desde que los ionómeros de vidrio aparecieron son definidos como cementos, con una base de agua, que mezclándose el polvo de vidrio y el ácido polialkenoico sufren una reacción de fraguado ácido-base. El ácido ataca la superficie de las partículas del polvo, liberando iones de calcio y de aluminio además de desarrollar una adhesión de base difusa entre el polvo y el líquido . (1)

Una difusión similar de base difusa ocurre en la superficie del diente, debido a que los iones de fosfato son desplazados por el ácido polialkenoico en el momento en que ataca y penetra ambos dentina y esmalte. Cada ion de fosfato lleva consigo un ion de calcio para mantener el balance electrolítico en la interfase, y el resultado es el desarrollo de una capa enriquecida de iones entre los dos materiales y una unión de fuerza considerable. La unión está basada inicialmente en la unión del hidrógeno y con el tiempo madura, y se convierte en una unión química de tipo iónico polarizada.

Los iones de flúor son también liberados durante la reacción ácido base, y como estos no son parte esencial de la formación de la matriz tienen la libertad de moverse dentro o fuera del cemento.

Existe una similitud química entre los iones de flúor y los de hidroxyl, así como tamaño y carga idéntica, para que se puedan mover libremente entre el cemento y el ambiente.

El resultado es que una restauración de cemento de ionómero de vidrio se puede comportar como un depósito y mantener un flujo estable de iones de flúor dentro de la estructura dental adyacente y refuerza la resistencia al ataque carioso a lo largo de la vida de la restauración (Forsten, 1991). (7)

Estas dos propiedades, de adhesión de base difusa a través de la reacción de fraguado ácido base y la continua liberación de flúor, hace de este grupo de cementos ser único en la Odontología y de considerable valor en el contexto preventivo.

La química es esencialmente la misma en los tipos diferentes de ionómero de vidrio, las variaciones que existen es en cuanto a la cantidad radio de polvo y líquido y en el tamaño de las partícula de polvo dependiendo de la función deseada.

La reacción de fraguado de los cementos de ionómero de vidrio es esencialmente la misma en toda la familia.

En la etapa inicial, los iones de calcio divalentes son liberados del vidrio y rápidamente forman cadenas de calcio poliacrilato capaces de guiar a un material de fraguado moderado. Estas cadenas son relativamente débiles y solubles en agua, y no deben de ser expuestas al ambiente oral. 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.

Existe una reciente modificación en la química de la reacción de fraguado como resultado de la introducción de los cementos duales . (14)

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

El término "dual" se ha sugerido porque estos cementos además de sufrir la reacción de fraguado ácido-base, existe una reacción

---



de resina activada por luz a parte de ésta. Tan pronto como el polvo y el líquido son combinados, la reacción ácido-base empieza como siempre, y continuará de la misma manera por algunas semanas. Sin embargo esta reacción activada por luz va a proteger inmediatamente la reacción ácido-base de los problemas de balance de agua y de estabilidad del fraguado del cemento.

La presencia de HEMA modifica el mecanismo de autocurado hasta cierto grado, porque algunos de los lazos carboxílicos disponibles serán tomados por la resina HEMA. También habrá un incremento en la absorción de agua debido a que la resina HEMA es fuertemente hidrofílica. Por esta razón la proporción polvo-líquido es más importante, debido a que una reducción del contenido de 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 curado similar al mecanismo autocurable de las resinas compuestas, el cual asegura que después de un tiempo habrá una polimerización completa en toda la restauración y que no habrá remanentes de resina HEMA ni de ninguna otra.

Esta fase ha sido llamada "tri-curable" u "oscuro-curable" pero el término "dual" es preferible para el sistema completo, porque identifica la presencia de ambos mecanismos químicos de curado así como el mecanismo fotocurable en el mismo material.

## 2.4 BIOCMPATIBILIDAD.

Cuando estos cementos fueron desarrollados, McLean y Wilson (1974) sugirieron que era muy poco probable que existiese irritación pulpar o a los tejidos blandos; y la experiencia clínica ha confirmado esto. (12)

Subsecuentemente Wilson y Mclean (1988 b) hicieron notar que el ácido poliakenoico es inicialmente un ácido débil y se convierte aún más débil con el tiempo. También debido al alto peso molecular del liquido y del enredo tan largo de las cadenas, no tiene la capacidad de penetrar la dentina muy fácilmente.(23)

La dentina es un excelente tope o amortiguador de los ácidos, y la mayoría de ellos son precipitados por iones de calcio hacia los túbulos dentinarios.

Se ha sugerido que no se necesita colocar un recubrimiento debajo de un cemento de ionómero de vidrio. Si la pulpa expuesta es sana existe una probabilidad de que haya una respuesta inflamatoria moderada, por un periodo de 30 días o menos, la cual se recuperará si ay ausencia de actividad bacterial.

Como el cemento ofrece tan sólida adhesión a la estructura del diente, no debe haber microfiltración. En caso de no haber exposición pulpar, no habrá respuesta inflamatoria, y la presencia de otro material de recubrimiento como es el hidróxido de calcio, reducirá el área de dentina disponible para la adhesión, con el riesgo inherente de que exista microfiltración.

Es muy probable que la liberación continua de flúor juegue un rol muy significativo para mantener una buena respuesta de 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. (18)

En el pasado existía cierta preocupación acerca de la posibilidad de una hipersensibilidad post-cementación, pero se ha demostrado que el problema es en realidad, similar cuando es utilizado el fosfato de zinc. (10)

Existen una serie de factores que probablemente causan una reacción inflamatoria irreversible después de la cementación de una corona, incluyendo el hecho de que en el diente que se necesita una corona, la pulpa ya ha sido irritada anteriormente por otras causas. Por esto siempre se ha recomendado que antes de colocar cemento de fosfato de zinc, se coloquen dos capas de barniz de copal, para prevenir que el ácido, el cual es liberado por filtración, a través de presión hidráulica, sea forzado a través de los túbulos dentinarios a la pulpa.

Cuando se utiliza el cemento de ionómero de vidrio, se puede caer en la tentación de tratar de utilizar la adhesión a la dentina para mejorar la retención de la corona. Sin embargo esto requiere la remoción de la capa lodosa de dentina y existe el riesgo de forzar ácido dentro de una pulpa que inicialmente ya estaba inflamada. Se sugiere que un procedimiento más seguro es sellar la dentina primero con la aplicación de una solución de oxilato (Causton & Johnson, 1982) 10 o alternativamente utilizar un agente de unión dentinaria que contenga ácido maléico. (5)

## **2.5 VENTAJAS**

- \* Proveen adhesión tanto a dentina como a esmalte.
- \* Continua liberación de flúor a lo largo de la vida de la restauración.
- \* Baja solubilidad.
- \* Alta resistencia a la abrasión.
- \* Biocompatibilidad excelente.
- \* Gama de colores.
- \* Translucidez excelente.
- \* Estética.
- \* Resistente a la microfiltración.
- \* Durable.
- \* Impide la caries recurrente.
- \* Provee sellado marginal a largo plazo.
- \* Mayor tiempo de trabajo.
- \* Fácil manipulación.
- \* Reduce la probabilidad de hipersensibilidad.
- \* Se une a la dentina y al esmalte sin ninguna retención mecánica.
- \* Excelente radiopacidad.

## **2.6 DESVENTAJAS**

- \* Insuficiente resistencia a la abrasión
- \* Variaciones en la proporción polvo-liquido influyen en sus propiedades.
- \* Muy sensibles a la humedad durante su fraguado.
- \* Menor adhesión a dentina que algunos materiales con adhesivos especiales.
- \* Estética insuficiente.
- \* Deben mezclarse.
- \* Limitadas indicaciones clínicas.

## **2.7 INDICACIONES**

- \* Restauraciones Clase I, II, III, IV y V.
- \* Útil en restauraciones cervicales y caries de cuello.
- \* Restauraciones de dientes primarios.
- \* Construcción de muñones (particularmente de dientes vitales).
- \* Casos en los que se requiere restauración radiopaca.

## **2.8 CONTRAINDICACIONES**

- \* Carecen de la fuerza de fractura para reconstruir crestas marginales.
- \* Carecen de fuerza para soportar bordes incisales.

## IONÓMEROS DE VIDRIO AUTOCURABLES

VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Se adhieren tanta a dentina como a esmalte</p> <p>No requieren de una preparación mecánica convencional</p> <p>Continua liberación de flúor</p> <p>Buena biocompatibilidad</p> <p>Resistencia a la microfiltración durable</p> <p>Impide la caries recurrente</p> <p>Provée sellado marginal a largo plazo</p> <p>Fácil manipulación</p> <p>Reduce la probabilidad de hipersensibilidad</p> <p>Excelente radiopacidad</p>	<p>Insuficiente resistencia a la abrasión</p> <p>La proporción polvo/liquido influye en sus <i>propiedades</i></p> <p>Estética insuficiente</p> <p>Debe mezclarse</p> <p>Tiene resistencia pobre a la compresión</p> <p>Tiene <i>limitaciones clínicas</i></p> <p>Susceptible a erosionarse</p> <p>Falta de translucidez</p> <p>Requiere de un grabado previo de esmalte y dentina</p> <p>La superficie no alcanza la tersura requerida</p>

## IONÓMEROS DE VIDRIO AUTOCURABLES

INDICACIONES	CONTRAINDICACIONES
Restauraciones Clase I, III y V Util en restauraciones cervicales y caries de cuello Restauraciones de dientes primarios Casos en los que se requiere radiopacidad Cementación de todo tipo, de restauraciones, coronas y puentes Base de cualquier tipo de material restaurador, ya sean resinas o amalgamas	No son resistentes Se fracturan en crestas marginales Carecen de fuerza para bordes incisales Clase II y IV No polimeriza en presencia de sustancias fenólicas

## IONÓMEROS DE VIDRIO FOTOCURABLES

VENTAJAS	DESVENTAJAS
Es un material que aumenta el tiempo de trabajo a discreción del operador Gama de colores Todas las ventajas del cuadro anterior	Todas las desventajas mencionadas en el cuadro anterior a este
INDICACIONES	CONTRAINDICACIONES
Todas las indicaciones mencionadas en el cuadro anterior	Todas las contraindicaciones mencionadas en el cuadro anterior a este



## **CAPITULO III COMPÓMEROS**

### **3.1 DESCRIPCIÓN DEL MATERIAL Y DEL SISTEMA**

El compómero debe ser contemplado como un sistema de diferentes elementos con un diseño específico de cada uno de ellos que trabajan para una mutua complementación.

Este sistema esta caracterizado por un componente único y singular que es el compómero restaurador y un liquido recientemente desarrollado que es un acondicionador adhesivo que aumenta la adhesión a los tejidos dentários e incrementa el sellado de la cavidad.

Los ingredientes que forman CADA una de las partes del sistema compómero son :

- \* Restauradores
- \* Resina UDMA
- \* Resina TCB
- \* Vidrio de estronio-fluoruro-silicato
- \* Estabilizadores
- \* Acondicionador adhesivo
- \* Penta
- \* Tgdma
- \* Resina elastómera
- \* Iniciadores
- \* Estabilizadores
- \* Acetona
- \* Agua

## **Composición del Compómero (D).**

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, por ejemplo, hidróxido de calcio fotopolimerizable.

Como se explicó anteriormente la combinación de las propiedades deseables de los composites actuales y de los cementos de ionómero de vidrio en un solo producto requiere de manera indispensable, la síntesis de componentes totalmente nuevos que exhiban las virtudes que constituyan el fundamento de esta nueva clase de material.

Por esta razón 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.

De igual importancia para las 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 han sido usados de manera exitosa como reactivos en los cementos convencionales ionómeros de vidrio.

En el compómero dicho componente de vidrio es de 72 % de la composición total. Los ingredientes antes mencionados son complementados por un sistema de activación apropiado que rija el momento del fraguado así como agentes estabilizadores que aseguren una vida de almacenaje adecuada.

Todos estos elementos ya unidos contribuyen por sus propiedades específicas a establecer las diferentes reacciones específicas, las

---

que ocurren el espesor del material, tanto en el proceso de endurecimiento de la pasta así como en los estadios posteriores.

### **Reacciones del Compómero Restaurador.**

Queda asentado que el compómero es un material de resina base de un solo componente que solamente puede ser endurecido a través de la foto-polimerización. El mecanismo de endurecimiento es idéntico al que ocurre en los materiales de tipo composite.

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 anhídrica y esto prevé que existan reacciones de intercambio iónicos. Esto no aplica a los grupos ácidos ubicados en la superficie del material compómero curado, el cuál por ejemplo puede formar uniones de adhesión sobre los tejidos duros al ponerse en contacto con ellos.

Aparte que el mecanismo de curado es aclarado el cuál en contraste con la reacción de fraguado asociada con los cementos tradicionales de ionómero de vidrio, provee de manera inmediata fuerza y resistencia a las condiciones de la cavidad oral.

Una segunda reacción química se lleva a cabo 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 la totalidad del material de

---

relleno haya alcanzado su máximo nivel de contenido de agua. Algunos experimentos en una escala de laboratorio, han mostrado que el compómero puede absorber hasta un 3 % de agua como máximo. Desde el mismo momento en que el agua empieza a difundirse en la restauración fraguada, una situación dará inicio y que es idéntica a la que sucede con los cementos de poli alkenato de auto polimerización, esto significa que el compómero ahora contiene todos los ingredientes que son 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 cuales eventualmente guiarán a la formación de hidrogeles en la estructura de la resina del compómero.

### **Estadio Primario.**

La foto-polimerización interconecta las moléculas polimerizables.

### **Estadio Secundario.**

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

Sin embargo, debe enfatizarse que el compómero es un material fotopolimerizable y la reacción ácido-base per se no es suficiente para transformar a la pasta polimerizada en una masa de roca dura.

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.

El latter (capa de subestructura iónica) es vital y absolutamente indispensable para que exista una liberación de flúor a largo término que caracteriza a los compómeros. Por lo tanto como se ha explicado 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.

### **3.2 ADHESIÓN A LAS SUPERFICIES DENTÁRIAS**

Una unión fuerte y durable entre los tejidos duros del diente y el material restaurador, es necesario para que una restauración sea funcional y de larga duración.

Por ello cuando se desarrollan nuevos sistemas restauradores, debe poner una gran atención a la propiedad de adhesión y a la manera de obtenerla.

En el caso del compómero son dos diferentes mecanismos los responsables de la formación de uniones adhesivas a la pared cavitaria.

#### **Propiedades de Autoadhesión del Compómero.**

Cuando las propiedades autoadhesivas son puestas a consideración la composición de la masa del material restaurador es de primordial importancia.

Ya se mencionó anteriormente que la matriz del compómero contiene una significativa cantidad de un monómero denominado TBC. Se ha demostrado que debido al ácido base alkenoico (Back Bone), 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.

Las investigaciones han demostrado que estos poli-electrolitos pueden unirse tanto al esmalte como a la dentina sin requerir grabado a base de ácido.

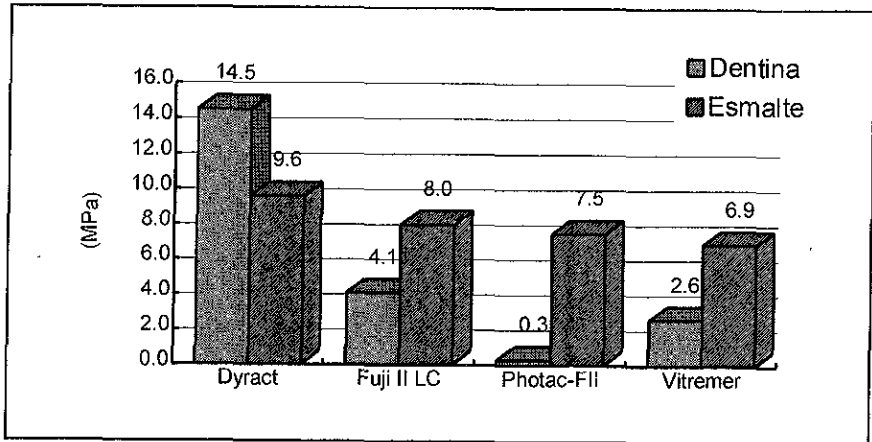
En este caso el mecanismo de adhesión entre el ionómero de vidrio y la superficie dentárea, es explicado por la unión iónica de los grupos carboxílicos funcionales con los iones cálcicos del sustrato. Aun más se ha sugerido que puede ocurrir también la formación de una valencia secundaria de uniones, como uniones hidrogenados.

Basados en estos hallazgos, se hace razonable asumir que las unidades de el ácido hidrofílico-carboxílico del compómero también permitirían al material generar uniones químicas a las estructuras dentáreas.

Se han preparado especímenes en donde la superficie del esmalte y la dentina fueron limpiadas solamente, no se llevó a cabo ningún tipo de grabado.

Es importante saber como la adhesión se desarrollo con el tiempo de acuerdo a las mediciones que se hicieron con ciertos intervalos, estando los especímenes almacenados en agua. Los resultados obtenidos se observan en la siguiente página.

Puede ser demostrado que el compómero no solamente de manera inherente se adhiere a las estructuras dentárias sino que el nivel de adhesión a la dentina aumenta con el tiempo.





### 3.3 FLUORIZACIÓN DE LOS COMPÓMEROS

Como se mencionó anteriormente, el compómero contiene un 72% de relleno reactivo en peso el cual generalmente puede ser descrito como vidrio de estaño, aluminio, flúor y sílice.

Debemos hacer énfasis que el vidrio considerado en la masa consiste en un 13 % de iones de flúor y está siendo exitosamente considerado en cementos de ionómero de vidrio convencionales. Por ejemplo Baseline etc.

Como se ha descrito este vidrio junto con las recientes resinas TBC proporcionaran 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 del flúor.

La figura 2 ilustra que incluso después de un año, el compómero no solo continúa liberando iones de flúor, sino que lo más importante, mantiene el mismo nivel o índice de difusión. Los resultados presentados dan evidencia de la dinámica de el sistema de los compómeros, el cual es este punto es comparable con las características de los cementos de ionómero de vidrio convencionales.

En la odontología restaurativa, la liberación de flúor a largo plazo es ciertamente crucial para crear condiciones cariostáticas duraderas en la cavidad oral.

Sin embargo lo más importante para completar la evaluación de la liberación del ion es proporcionar datos científicos los cuales avalen su efectividad en la última aplicación.

El flúor de una restauración de compómero lleva un incremento en la concentración de flúor en la estructura dental adyacente.

Eventualmente en caso de un aumento de flúor, deberá ser demostrado que el incremento en concentración es igual a aquél que puede ser alcanzado con ionómeros de vidrio tradicionales con propiedades anti-cariogénicas probadas. Como referencia bibliográfica el cemento Chemfill superior ha sido incluido en este estudio como una importante referencia del material.

Algunas cavidades fueron preparadas en terceros molares libres de caries y fueron obturados ya sea con compómero y / o con Chemfill superior. Tales dientes permanecieron en el medio ambiente oral durante dos meses antes de que las extracciones de estos molares se llevaran a cabo.

Los dientes fueron seccionados y el tejido dentario duro alrededor del material restaurativo fue analizado con una técnica altamente sofisticada, se les realizó una espectrometría secundaria de la masa iónica (S. I. M. S.) esto fue realizado en la universidad de Chalmers Suecia.

La figura 6 muestra esquemáticamente un espécimen, después de ser seccionado y como las concentraciones de flúor son medidas justamente en el área de contacto o entre la restauración y la pared de la cavidad y más profundamente dentro del esmalte.

Para dos de los especímenes los datos obtenidos en la concentración de flúor de como funcionan en contacto con la pared cavitaria, está gráficamente ilustrada en las figuras 7 y 8.

Como se puede ver en ambos casos el flúor toma lugar en el esmalte y se incrementa, sin importar si la cavidad fue obturada por un compómero (D) o con un ionómero de vidrio (Chemfill Superior) como es de esperarse la cantidad de iones de flúor en los tejidos dentários es mucho más alta en la zona de contacto y en la capa adyacente de alrededor de 20 micras de grosor. Es significativo hacer notar que el orden, en qué, de acuerdo a la magnitud de la concentración de flúor ha sido aumentada en la capa de esmalte cercana a los materiales de obturación para ambos en la aplicación del compómero o del ionómero de vidrio.

Lo que es interesante es que en ambos casos rápidamente muestra el perfil de la concentración, rápidamente muestra una gota inclinada en los sitios en donde los registros están más retirados de la pared cavitaria alcanzan un nivel de concentración de flúor inherente de este diente específico a una profundidad de 75 micras.

Esto significa que los compómeros liberan suficientes cantidades de flúor para proporcionar el mismo índice de incremento como el registrado en los materiales de ionómero de vidrio.

Por lo tanto de acuerdo a los datos presentados se concluye que el compómero (D) debe ser un material efectivo en términos cariostáticos.

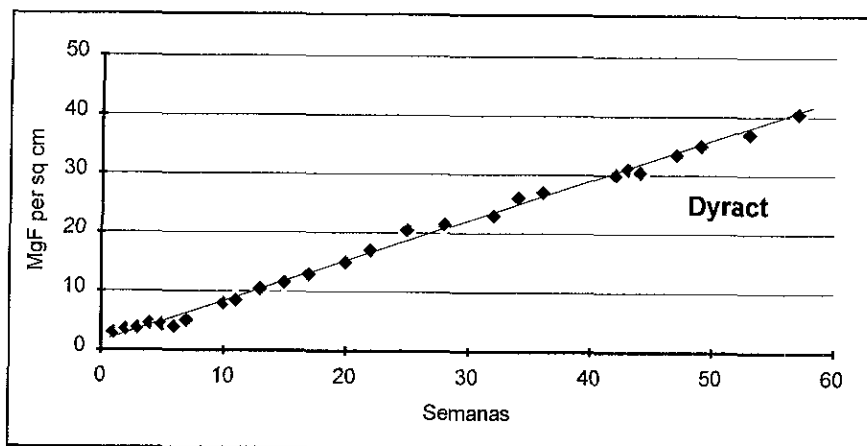


figura 2

### 3.4 BIOCOMPATIBILIDAD

Se ha demostrado en diversos reportes que la microfiltración bacteriana es el principal irritante de la pulpa dentaria cuando el sellado restaurador falla. (21)

En un intento de duplicar la técnica de grabado de esmalte de Buonocore (1955), Fusayama grabó la dentina con ácido proveer de un incremento en la retención micro-mecánica de la adhesión de las resinas compuestas dentro de los túbulos dentinarios.

A pesar de que hubo varias publicaciones que reportaron que el grabado con ácido sobre dentina vital causa inflamación pulpar y necrosis eventual (Stanley, Going & Chauncey, 1975; Eriksen & Leidal, 1979), Fujitani, Inokoshi, y Hosoda (1992) reportaron una respuesta pulpar transitoria bajo la dentina grabada por ácido que decrece con el tiempo, especialmente cuando un sellado apropiado del margen cavo-superficial está presente.

Las tecnologías combinadas de resinas composites y ionomeros de vidrio fotocurables han recibido recientemente evaluación histológica, especialmente con respecto a su potencial para proteger a la dentina vital y pulpa de microfiltración.

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 sugiriendo un sellado en el cavo-superficial mucho mejor que con los ionomeros de vidrio convencionales.

Existe un estudio en el cuál evaluaron la respuesta histologica de las preparaciones en cavidades totalmente grabadas y sin grabar para compómeros. Se prepararon 115 cavidades clase V fueron colocadas en los dientes de cuatro monos adultos sanos a 7, 27, y 90 días. (21)

---

En las cavidades en las que se grabó, se aplicó ácido fosfórico durante 10 segundos y enjuagados totalmente. No se registraron diferencias en las reacciones inflamatorias entre compómeros con ácido grabador o sin ácido grabador a 7, 27 y 90 días. No se registraron diferencias estadísticas en cuanto a respuesta inflamatoria celular entre todos los sistemas de compómeros en referencia a los intervalos de tiempo.

La respuesta pulpar de los compómeros fué mayor que el ácido etoxi-benzoico en cada período de tiempo. Las respuestas pulpares se asociaron con bacterias teñidas en 38 de 89 dientes con compómero.

No se registró ninguna pulpa necrótica en ningún diente. Los datos estadísticos demuestran una correlación positiva ( $P < 0.05$ ) entre la presencia bacteriana y la inflamación pulpar. Las pulpas con IRM no mostraron inflamación o tinción bacteriana.

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

Todo lo anterior nos lleva a las siguientes conclusiones :

1. Los compómeros no son irritantes biológicos a los odontoblastos o a los tejidos subyacentes a la pulpa cuando son colocados en clases V.
2. Datos estadísticos han demostrado una correlación positiva entre presencia bacteriana e inflamación pulpar.
3. Los compómeros están asociados con más inflamación pulpar que el material de control, IRM.

4. El grabado total de la dentina vital con ácido fosfórico al 37 % no lesiona los odontoblastos primarios o el tejido pulpar subyacente.
5. No existe ninguna ventaja biológica en el grabado con ácido fosfórico, ya que la tinción bacteriana fué observada en varios dientes.
6. Los datos no demostraron una correlación estadística en referencia al tipo de tratamiento restaurativo y el grosor de la dentina de reparación debajo de la dentina remanente.
7. Para poder juzgar la biocompatibilidad de los materiales dentales, son necesarias las siguientes investigaciones:
  - \* Riesgo oral agudo: el paciente traga por descuido la cantidad total del adhesivo o del material de obturación.
  - \* Intolerancia local de los tejidos circundantes, que entran en contacto con el material.
  - \* Posibles reacciones de sensibilización.
  - \* Potencial mutágeno de partículas inframoleculares evaluables.

### **Riesgo oral agudo.**

En cuanto al riesgo oral agudo puede determinarse por la reacción dosis-efecto. Como medida para el efecto tóxico se determinó la dosis letal (valor LD 50). Por ello puede destacarse el riesgo toxicológico.

## **Histología.**

La tolerancia local con el tejido circundante, fue estudiada en monos. El material de obturación fue colocado con la técnica adhesiva en cavidades de Clase V y se investigó la influencia sobre el tejido pulpar vivo. Hasta el momento no se han observado ni infecciones ni irritaciones. Este estudio demuestra que el compómero protege a la pulpa frente a irritaciones de las bacterias y además no produce ningún daño.

## **Sensibilización.**

El potencial de sensibilización de la sustancia química, se probó en la piel de conejos de indias albinos.

No se han encontrado reacciones alérgicas al material, y puede clasificarse como no sensibilizante.

## **Mutagenicidad.**

En un test de Ames y bajo las condiciones elegidas no se pudo demostrar mutación alguna en salmonella typhimutium. Por ello, no puede considerarse el compómero como mutágeno.

## **Citotoxicidad.**

La toxicidad de sustancias inframoleculares evaluables puede determinarse con células cultivadas de mamíferos. No se pudo demostrar citotoxicidad en los compómeros.

Podemos concluir que con los datos disponibles se descarta que utilizando el material de la forma correcta, el paciente pueda sufrir cualquier riesgo de salud.



### **3.5 RESISTENCIA INICIAL (24 HRS).**

Se llevaron a cabo una serie de medidas en los compómeros (D), para determinar su resistencia mecánica (fuerza) 24 horas después de haber sido polimerizado, estos estudios abarcan resistencia a la compresión, tensión diametral, y resistencia transversa.

En orden de facilitar la interpretación de los resultados obtenidos un número de productos de diferentes clases o géneros han sido incluidos en esta prueba.

La fuerza a la compresión de los compómeros (D) excede la que ha sido determinada para los cementos de ionómero de vidrio (Chemfill superior, Fuji, Vitremer y Photac Fil) como ejemplos para ilustrar el grupo de materiales de ionómeros de vidrio fotocurables. Sin embargo es el momento de aclarar que la resistencia a la compresión de una resina como el Prisma TPH todavía no ha sido alcanzado.

Lo mismo se puede decir de los resultados obtenidos a la fuerza diametral de tensión, sin embargo en este renglón se puede enfatizar que los compómeros son más resistentes a la fuerza diametral de tensión que cualquiera de los materiales de ionómero de vidrio.

Para entender y comprender la habilidad inicial de los materiales dentales de resistir las fuerzas mecánicas y también para cuando

diferentes productos son comparados es necesario ver a los diferentes especímenes dentro o por abajo de una flexión o ángulo.

En este caso el compómero (D) y otros materiales incluyendo los de otras investigaciones han sido puestos o sujetos a tres diferentes pruebas de flexión, los resultados están ilustrados en la figura 9.

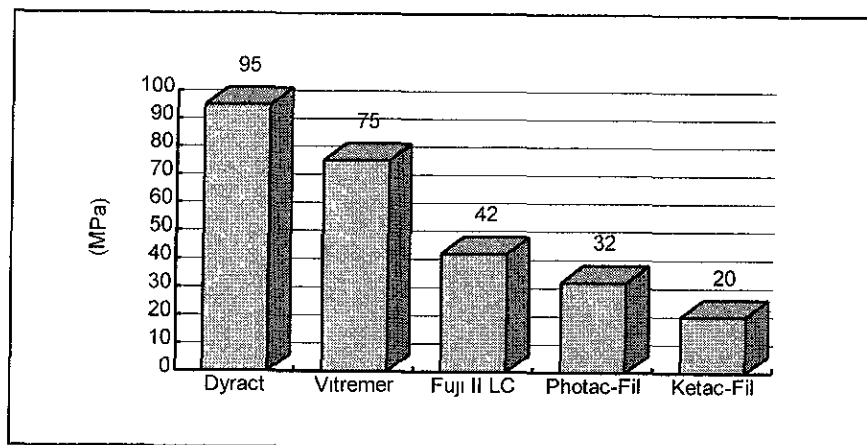
Los compómeros no aventajan por mucho los ranqueos de los ionómeros de vidrio tanto convencionales como los foto-curables.

A la luz de lo significativo que puede ser esta prueba deberá enfatizarse que el compómero (D) logra desarrollar por lo menos el doble de la fuerza transversa mínima requerida en los ISO 4049 de los materiales composites. Los diferentes resultados de la fuerza inicial del compómero

que se han presentado son importantes pero su realidad aparecen es aumentada por estos experimentos en su evaluación a largo plazo.

Tabla 3 y Figura 4

Fuerza (MPa) Datos de 24 hrs						
	ChemFil	Dyract	Fuji II LC	Vitremer	Photac-fil	TPH
Compresiva	220.0	245.0	170.0	203.0	115.0	350.0
Diametral	22.0	47.0	35.0	40.0	33.0	70.0
Transversa	25.0	97.0	38.0	76.0	31.0	140.0



### **3.6 RESISTENCIA Y DURABILIDAD A LARGO PLAZO.**

Dos diferentes laboratorios de pruebas han probado y evaluado un número selectivo de las propiedades del compómero (D), en función al tiempo los resultados derivados de estas pruebas están consignadas en la Tabla 5.

En principio los especímenes de fuerza compresiva fueron almacenados en agua y probados en "fractura" en diferentes intervalos.

En las series conducidas en el laboratorio de pruebas e investigación de Dentsply los valores para la fuerza de compresión se incrementaron después de los primeros siete días y estos valores se mantuvieron en un alto nivel por el período restante de la prueba (189 días).

No hubo un debilitamiento de la masa como frecuentemente se observa en los ionómeros de vidrio.

Esto fue confirmado de manera esencial por los datos obtenidos de pruebas realizados en el laboratorio de química de Londres (Laboratorio Gubernamental de Química de Londres).

Cuando se compararon las pruebas de uno y otro laboratorio, los valores obtenidos del laboratorio Dentsply, los valores absolutos de resistencia bajo la compresión son más bajos, sin embargo, esta desviación de datos pudo haber sido a una diferente medida de los especímenes y la técnica de laminado para preparar los mismos. Más aún, la resistencia transversa y el módulo de flexión también fueron aprobados y como antes pudo demostrarse que la resistencia a las fuerzas de desplazamiento se mantienen en un alto nivel durante el período de prueba.

Una vez saneadas las evidencias recolectadas del período de resistencia a largo plazo del compómero se condujeron nuevos experimentos para encarar las propiedades de la superficie del material ya curado. Para esto, dos series de medición de dureza de la superficie fueron llevadas a cabo aplicando dos diferentes métodos de prueba.

Puede notarse que el resultado con el método de Barcol, hay una disminución de los valores con el tiempo en cuanto a la dureza superficial, en cuánto al otro método que expone los datos obtenidos derivados de la técnica de indentación de Wallace.

En cualquiera de los dos casos el análisis estadístico de los datos obtenidos no revela cambios significativos en cuánto a la dureza superficial por períodos de seis y de tres meses respectivamente.

Para caracterización de las propiedades de fuerza y resistencia de los materiales dentales no debe tener en consideración las restauraciones que están sujetas a diferentes tipos de cargas. La mayoría de ellas, las restauraciones, son sometidas a estas cargas, por períodos alternantes y periódicos, como por ejemplo, la masticación.

Por lo tanto es importante determinar como la fuerza y resistencia del material dental de obturación puede cambiar durante las condiciones de los ciclos de carga.

Tales pruebas de fatiga han sido aplicadas al compómero (D) y a otros materiales restauradores y los resultados serán presentados en el capítulo siguiente.

### 3.7 COMPORTAMIENTO DE FATIGA DEL MATERIAL.

El procedimiento para la caracterización del comportamiento de fatiga del compómero, fue desarrollado en laboratorio bajo condiciones que fueron arregladas en tres puntos de doblaje. En un principio los especímenes fueron fracturados bajo una línea incremental de carga para determinar su fuerza cuasi-estática.

Más adelante los especímenes fueron probados bajo una carga sinusoidal pulsátil a diferentes niveles de bajo estros hasta la fractura o hasta diez ciclos como máximo si es que los especímenes no fallaban antes.

Este procedimiento demostró el haber estado muy cercano a las condiciones fisiológicas en investigaciones anteriores como fueron descritas en varios lugares.

Por este procedimiento denominado después de Wholer, el ciclo típico de la curva del estros, fue obtenido para materiales individuales como se muestra en la figura 10.

En dicha ilustración las curvas s-n para el compómero Dyract, Fuji II y Chemfil superior totalmente madurado (los especímenes fueron almacenados en agua por cuatro semanas antes de la prueba. Son señalados con una ilustración sumariada de las curvas de fatiga obtenidas por varios composites híbridos así como de amalgamas.

El estudio completo fue realizado en nombre de Dentsply por científicos del Instituto Fraunhofer en Freiburg.

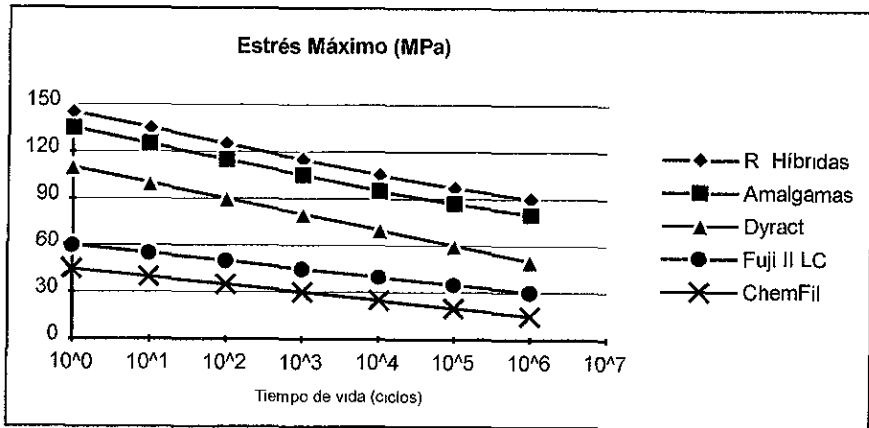
Como puede ser mostrado, productos de todo tipo de materiales mostraron una disminución de fuerza las cargas cíclicas que fueron arregladas para esta prueba. Sin embargo de lo más importante de esta prueba, es que el compómero (D) muestra patrones de fatiga que corresponden muy bien a aquellos registrados en los

composites híbridos modernos, mientras que los ionómeros fotopolimerizables Fuji II L C y el cemento convencional de polialkenoato Chemfill superior mostraron la resistencia y dureza más baja y específicamente los esfuerzos de fatiga más bajos de todos los productos incluidos en la prueba.

En otras palabras, de acuerdo a los resultados presentados se concluye que el compómero (D) muestra un comportamiento similar a largo plazo similar con respecto a la resistencia a las fuerzas de masticación en relación a materiales composites bien establecidos.

Ahora que la fuerza y resistencia del compómero (D) ha sido comprensiblemente descrita, otra prueba fue aplicada para evaluar su estabilidad en condiciones de simulación oral.

La pérdida de sustancia es uno de los parámetros más críticos que de manera significativa afecta la longevidad de los restauradores dentarios dentro de la cavidad oral.



### 3.8 RESISTENCIA AL DESGASTE ESTUDIOS IN-VITRO.

Los detalles de los métodos utilizados para determinar la resistencia al desgaste a sido descrito en la literatura y no será repetido aquí. Es la escénica de esta prueba sujetar a las cavidades obturadas con el restaurador compómero a una secuencia de condiciones diferentes las cuales todas tienen un efecto decisivo en la durabilidad del material.

En principio un esfuerzo mecánico es inducido en la obturación para que signifique una masticación simulada, procedimiento en el cuál el esmalte es usado como material antagonista. Posteriormente en los mismos especímenes una prueba de abrasión de tres cuerpos se desarrolla seguida por un termociclado entre 5 y 5 grados centígrados.

Al final de cada serie de pruebas, los dientes obturados fueron sumergidos en alcohol por un periodo determinado para cubrir cualquier efecto químico sobre la integridad de la restauración. Eventualmente la perdida de sustancia fue medida en los dos elementos cruciales de la prueba, el material de obturación compómero (D) y el material antagonista.

Los resultados obtenidos de esta investigación están gráficamente mostrados en la figura no. 5. proveyendo datos útiles en los que respecta a la resistencia al desgaste del compómero (D) en comparación con otros restauradores como función de la duración en un esfuerzo in-vitro.

En estudios anteriores llevados a cabo en materiales basados en resina se encontró que el periodo mas largo de prueba escogido para esta investigación representa un tiempo de vida de cerca de 5 años bajo condiciones normales de la cavidad oral.



Podría ser demostrado que la pérdida total de substancia del compómero (D) y el antagonista, todos juntos sería alrededor del doble de cantidad registrada por la combinación de prisma A P H un composite posterior y el esmalte antagonista.

Sin embargo como se muestra en la figura 5 Dyract como compómero se comporta muy bien cuando se compara con el comportamiento de desgaste de la amalgama sometida a condiciones idénticas.

### **3.9 PROPIEDADES ÓPTICAS.**

En orden de obtener el mejor acoplamiento entre la restauración y la estructura dentárea circundante, es imperativo que el material de obturación no solamente exhiba una translucidez adecuada en términos absolutos, sino que también desarrolle esta propiedad inmediatamente que es colocado, sin que existan cambios posteriores.

Es conocido por experiencia y en la literatura documentada que los cementos tradicionales de ionómero de vidrio se quedan cortos en referencia a esta propiedad, mientras que los materiales de composite modernos no.

Agregando a lo ya antes mencionado la estabilidad inherente a largo término del color influencia grandemente la aceptabilidad de la restaurativa dental en situaciones donde las consideraciones cosméticas prevalecen.

Cuando el compómero (D) estaba en estadios de desarrollo se le prestó mucha atención al aspecto estético, con un claro objetivo de desarrollar un compómero con las propiedades ópticas que equiparen a aquellas determinadas para los materiales modernos basados en resinas. Como se mencionó anteriormente, las restauraciones translúcidas son imperativas para resultados estéticos.

#### **Translucidez Inicial.**

La translucidez CO.7 ha sido determinada para el compómero (D) y varios productos de referencia. Los tonos Dyract exhiben el mismo nivel de translucidez como el que se puede obtener con prisma APH que es un composite híbrido de partícula fina mientras que todos los productos incluidos en esta investigación a excepción

de uno logra valores iguales o cercanos a aquellos que se midieron en la dentina.

Esto significa que el compómero (D) alcanza los estándares más altos requeridos por la odontología estética actual. Así como también con los límites asentados en el ISO estándar regla 4049 para los restauradores a base de resina.

### **Translucidez como Función de Tiempo.**

Para poder distinguir claramente el compómero (D) de los convencionales de ionómero de vidrio es importante demostrar que su transmisión inicial de luz no cambiara con el tiempo. Por esta razón los especímenes de varios tonos fueron preparados, almacenados en agua por un periodo de 120 días y medidos a intervalos como puede ser observado en la figura 13 todos los valores de translucidez permanecen básicamente los mismos y desviaciones de los datos partiendo de cero son por culpa de la inexactitud del método de prueba.

Es importante que se determine cuidadosamente la habilidad del material de mantener su tono bajo las condiciones de humedad presentes en el medio ambiente oral.

### **Medidas de la Estabilidad del Color en el Compómero (D).**

En base a determinar los posibles cambios en los parámetros que precisan un color definido el bien conocido sistema tridimensional L A B fue aplicado.

Al principio las mediciones fueron efectuadas sobre el valor L proveyendo valiosa información sobre si el compómero polimerizado cambiaría de brillo con el tiempo.

Una vez más los especímenes fueron almacenados en agua, y las medidas se efectuaron regularmente sobre un período de 120 días.

Después de una mínima disminución en su brillantez en las primeras tres semanas, lo cual clínicamente no es detectable. valor L regresa a su nivel original y así permanece constante.

Por lo tanto se concluye que el compómero representa a un restaurador con una estabilidad de color a largo término y sobre todo es un producto con excelentes cualidades estéticas.

### **Selección del Tono.**

Para que el compómero armonice con la dentición individual de los pacientes, existe un rango de 8 colores diferentes y que en la actualidad están en el mercado.

### **3.10 RADIOPACIDAD**

La visualización a los rayos x del compómero (D) es de 250 % en relación a aquella determinada por la dentina.

### **3.11 VENTAJAS**

- \* Fácil y rápida manipulación.
- \* Alta liberación de flúor.
- \* Mínima abrasión.
- \* Fuerte adhesión a esmalte y dentina.
- \* Ajuste marginal estanco.
- \* Mínima contracción.
- \* Estética como los composites.
- \* Radiopacidad.
- \* Superficie lisa de óptimo pulido.
- \* Adhesivo no volátil, libre de acetona y de fácil manipulación.

### **3.12 DESVENTAJAS**

- \* Uso específico y limitado.
- \* Por ser un material nuevo, no existen investigaciones de hace más de 5 años, y no se sabe el comportamiento que tendrá el material posteriormente.

### **3.13 INDICACIONES**

- \* Obturaciones de Clases V (caries cervicales, erosiones radiculares, defectos cuneiformes).
- \* Obturaciones de Clase III.
- \* Obturaciones en dientes deciduales.
- \* Obturaciones intermedias de clases I y II.

### **3.14 CONTRAINDICACIONES**

- \* No debe utilizarse como recubrimiento pulpar directo o indirecto
- \* Restauraciones permanentes
- \* Áreas oclusales largas que soporten tensión
- \* No debe utilizarse simultáneamente con materiales que contengan Eugenol ya que este puede interferir en el endurecimiento y causar reblandecimiento a los componentes poliméricos del material.

## CAPÍTULO IV CONCLUSIONES

Los datos obtenidos en el presente trabajo han demostrado que la introducción de un material monocomponente como el ionomero de vidrio fotopolimerizable, el cuál combina los principales beneficios de los cementos de ionomeros de vidrio, -adhesión al tejido dentario, liberación de flúor y biocompatibilidad- combinado con el fácil manejo de un composite fotocurable, es un avance en potencia en las restauraciones de lesiones en situaciones en las cuales no están sujetas a fuerzas oclusales.

También se puede concluir que este material es muy adecuado para tratamientos de restauraciones en dientes deciduos, incluso es un material que puede sustituir a las amalgamas, en zonas posteriores o utilizarse como resina o ionomero tanto en zonas anteriores como en posteriores.

Los compómeros tienen ciertas ventajas sobre algunos materiales utilizados en odontopediatría, tales como -ser fotocurables, -tienen buenas propiedades físicas, -de fácil manipulación y con una técnica que ahorra tiempo (factor muy importante al trabajar con niños).

Sin embargo los compómeros también han demostrado tener ciertas desventajas, tales como limitaciones clínicas en los tratamientos de restauraciones de dientes permanentes y carencia de resistencia a las fuerzas masticatorias.

También se demostró que los compómeros presentan cierto grado de filtración tanto para la unión esmalte-material como material dentina-cemento. Los resultados se deben a los siguientes factores:

- A) Aumento de resina compuesta en su estructura, ocasionando contracción el momento de polimerizar.

- B) Gran diferencia del coeficiente de expansión y contracción térmica entre los tejidos dentales y las resinas compuestas.
- C) La reacción química, en los compómeros la reacción de endurecimiento es por fotopolimerización de las cadenas poliméricas, sin presentarse la reacción ácido-base habitual de los ionómeros de vidrio.
- D) También es importante resaltar que la la retención de los compómeros depende de un adhesivo dentinario, que presenta menor posibilidad para sellar interfases.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Akinmade AO & Nicholson JW (1993) Glass ionomer cements as adhesives. Part I Fundamental aspects and their clinical relevance *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 4 93-101.
2. Blumenthal, L. M.: Recent German Developments in the field of dental resins. Fiat Final Report No. 1185, May 27, 1947. Washington, D.C., Department of Commerce, Office of Technical Services.
3. Bowen, R. L.: Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations. *J. A. D. A.*, 66:57, 1963.
4. Bowen, R. L.: Synthesis of a silica-resin direct filling material. *J. Dent. Res.*, 37:90, 1958.
5. Causton Be & Johnson NW (1982) Improvement of polycarboxylate adhesion to dentine by the use of a new calcifying solution *British Dental Journal* 152 9-11.
6. Espinosa R Estudio de microfiltración marginal de los compómeros. *Odontología Actual*. No. 13, 21-27, 1996.
7. Forsten L (1991) Fluoride release and uptake by glass-ionomers *Scandinavian Journal of Dental Research* 99 241-245.
8. Harris, L.W.: Use of acrylic resin for jacket resorations. *Dent. Digest*, 46:1981940
9. Johnson GH, Powell LV & De Rouen TA (1993) Evaluation and control of post-cementation pulpal sensitivity : zinc phosphate and glass ionomer luting cements *Journal of the American Dental Association* 124(11) 39-45.



10. Kimball, H.: Modern denture base materials and what to expect of them. *J:A:D:A*, 30:1179, 1943.
11. McLean JW & Wilson AD (1974) Fissure sealing and filling with an adhesive glass-ionomer cement *British Dental Journal* 158 136 269-276.
12. McLean JW & Wilson AD (1977) The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulations and properties *Australian Dental Journal* 22 31-36-6.
13. Mitra SB (1991) Adhesion to dentin and physical properties of a light cured glass-ionomer liner-base *Journal of Dental Research* 70 72-74.
14. Peyton F. A.: Physical and clinical characteristics of synthetic resins used in dentistry. *J:A:D:A*., 30:1179, 1943.
15. Smith DC (1968) A new dental cement *British Dental Journal* 125 381-384.
16. Stanford J.W.: The current status of restorative resins. *Dent. Clin. N.Amer.*, 15:57,1971.
17. Svanberg M, Mjor IA & Orstavik D (1990) Mutans streptococci in plaque from margins of amalgams, composite, and glass-ionomer restorations *Journal of Dental Research* 69 861864.
18. Sweeney, W. T., and Caul, H. J.: Denture rubber: Composition, properties and a specification. *J. A. D. A.*, 27:1446, 1940.
19. Sweeney, W. T., Yost, E. L., and Fee, J. G.: Physical properties of plastic teeth. *J. A. D. A.*, 56:833, 1958.

20. Tarim B, Hafez AA, Susuki SH, Susuki S, Cox CF.:  
Biocompatibility of compomer restorative systems on  
nonexposed dental pulps of primate teeth, J:A:D.A.,  
30:1179,1997.
21. Wilson AD & Kent BE (1972) A new translucent cement for  
dentistry the glass ionomer cement *British Dental Journal*  
132 133-135.
22. Wilson AD & McLean JW (1988<sup>a</sup>) Glass-ionomer cement p 38  
London Quintessence Publishing.
23. Wilson, W. E.: Casting of plastic inlays and crowns. *Dent.*  
*Digest*, 46:202, 1940.
24. Woelfel, J. B.: Newer materials and techniques in prosthetic  
resin materials. *Dent. Clin. N. Amer.*, 15:67, 1971.