



Universidad de Valparaíso
Facultad de Odontología
Escuela de Odontología
Seminario de Tesis Especialización en Odontología Restauradora Estética.

“Estudio bibliográfico acerca de las resinas compuestas basadas en siloranos(Filtek P90^R)”.

Alumno: Dr. William Cheung Lau

Profesor Guía: Prof. Dr. Jaime Sarmiento

Diciembre 2011

INDICE

Introducción	1
Objetivos	2
Marco Teórico	3
1. Historia y evolución de las resinas compuestas	3
2. Las resinas compuestas	5
2.1 Clasificación de las resinas compuestas	13
2.2 Propiedades de las resinas compuestas	16
2.3 Aspectos básicos de la adhesión de resinas compuestas	26
3. Siloranos en la Odontología Restauradora	31
3.1 Componentes principales de los siloranos	32
3.2 Mecanismo de polimerización vía apertura de anillos	36
3.3 Sistema adhesivo	39
Discusión	44
Conclusiones	50
Sugerencias	51
Bibliografía	52

INTRODUCCION

Las resinas compuestas, son materiales sintéticos compuestos por moléculas de elementos variados. Estas moléculas suelen formar estructuras muy resistentes y livianas, formadas por un componente orgánico polimérico y otro inorgánico mineral. Son utilizadas desde mediados del siglo XX en varios campos: aeronáutica, ingeniería civil, ingeniería naval, odontología, fabricación de prótesis.

La odontología destina sus esfuerzos en la investigación y tratamiento de patologías que afectan al sistema estomatognático, entre las cuales la caries dental, enfermedad que afecta a los tejidos duros de los dientes y constituye un problema de salud pública de relevancia mundial⁽¹⁾ y la más prevalente en Latinoamérica⁽²⁾, comprometiendo seriamente la calidad de vida de los pacientes afectados. Para el tratamiento de esta enfermedad, una vez superadas las medidas preventivas, deberemos restaurar el diente afectado irreversiblemente, utilizando un material restaurador. De los materiales dentales que utiliza la odontología restauradora para hacer frente a la caries dental, encontramos a las resinas compuestas. La primera resina compuesta, fue sintetizada por Ray Bowen (1962)⁽³⁾ y estaba formada por bisfenol glicidil como matriz orgánica y cuarzo como relleno inorgánico. Estos materiales desde los años setenta han sufrido mejoras y ganado con el pasar del tiempo relevancia y vigencia en su utilización, constituyendo el grupo de materiales dentales que han presentado una evolución muy rápida en su desarrollo. Las mejoras en sus propiedades mecánicas hacen que su uso no sea solo limitado al sector anterior como lo fue en el inicio de su historia en los años setenta, si no también se utilizan actualmente en el sector posterior y esto va de la mano también, por la creciente demanda de los pacientes por restauraciones cada vez mas estéticas.

A pesar de estos adelantos, los composites no están exentos de problemas, siendo la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta uno de los más relevantes⁽⁴⁾. Esta situación esta intrínsecamente ligada a la reacción de endurecimiento.

Este fenómeno presenta una serie de inconvenientes que enfrenta la odontología. Uno de estos, siendo muy importante, es que afecta el sellado marginal de las restauraciones, posibilitando la formación de una brecha y permitiendo filtración marginal^(4,5) afectando esto la adaptación e integridad marginal de las restauraciones con todas las consecuencias que esto conlleva^(4,6,7). Este problema se ha manejado desde un punto de vista clínico con diversas técnicas que explicaremos en el desarrollo de este trabajo. Químicamente se ha manejado variando las concentraciones y tipo de relleno, teniendo esto cierto límite⁽⁵⁾, y se ha propuesto el desarrollo de nuevas formas de monómeros que resuelvan la contracción volumétrica de los composites o al menos la disminuyan considerablemente.

En respuesta a aquello la industria de los materiales odontológicos ha desarrollado resinas compuestas basadas en moléculas denominadas “siloranos”, como constituyentes de su matriz orgánica. Estos materiales presentan una contracción muy reducida (inferior al 1%)^(8,9). Recientemente la firma 3M-ESPE^R, ha presentado su producto Filtek P90, basado en la química de los siloranos.

El presente trabajo pretende hacer una revisión de la bibliografía existente acerca de este nuevo material y un resumen de consideraciones clínicas en su uso, dado la escasa información que hay de el por ser un material de introducción reciente en el quehacer de la odontología restauradora.

OBJETIVOS

General:

- Revisar aspectos generales acerca de la composición de los sistemas de resinas compuestas e implicancias más importantes en su desempeño como material restaurador.

Específicos:

- Identificar los problemas principales en el desempeño de las resinas compuestas como material restaurador.
- Analizar los aspectos más relevantes de los sistemas de composites en base a la química de los siloranos.
- Analizar el desempeño de los sistemas de composites en base a la química de los siloranos según la evidencia actual.

MARCO TEORICO

Acá hablaremos de aspectos generales de las resinas compuestas para luego avocarnos en los detalles que conciernen a los siloranos.

1-HISTORIA Y EVOLUCION DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Durante la primer mitad del Siglo XX , los únicos materiales que tenían color del diente y se podían emplear en boca estética eran los silicatos(Figura 1), liberaban flúor, pero no se emplearon en dientes permanentes, debido a su baja resistencia al desgaste. Las resinas acrílicas (Figura 2) (polimetilmetacrilatos), reemplazaron a los silicatos a finales de los cuarenta y principio de los cincuenta, por su similitud a el color de los dientes, su insolubilidad en los fluidos orales, su facilidad de manipulación y bajo costo. Pero estas también presentan una resistencia baja al desgaste y por otra parte presentan una contracción de polimerización alta, con las consecuencias que esto conlleva, además de un coeficiente de expansión térmica elevado. Estos problemas se redujeron con la adición de polvo de cuarzo para formar una estructura de **material compuesto** , lo que fue una solución práctica para reducir la contracción de polimerización y la expansión térmica que sufrían estos materiales. El **relleno** ocupa espacio pero no participaba de la reacción de endurecimiento y además tenían un coeficiente de expansión térmico similar a la de las estructuras dentarias, con lo que se disminuyo la tensión generada por la contracción de polimerización y la expansión térmica.



Figura 1: Cemento de silicato SPEIKO

Fuente: www.speiko.de/es/produkte/speiko_zemente.php



Figura 2: Resina Acrílica Marche^R

Las primeras **resinas compuestas**, basadas en polimetilmetacrilatos no tuvieron mucho éxito porque las partículas de **relleno** ocupaban espacio reduciendo el volumen del polímero de resina sin estar adheridas o conectadas al mismo, y los defectos que se desarrollaban entre las partículas retenidas mecánicamente y la resina de alrededor daban lugar a filtración, tinciones y una menor resistencia al desgaste.

El avance más importante se realizó cuando el Dr. **Ray L. Bowen** en el año 1962⁽³⁾, de la unidad de investigación de la *American Dental Association National Bureau of Standard*, ahora el *National Institute of Standard and Technology* (**ADA** en el comité nacional de estandarización), desarrolló un nuevo tipo de **resina compuesta**. La principal innovación de Bowen fue lograr sintetizar el Bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA), gracias a la unión entre diacrilatos y epóxidos, resultando en una resina dimetacrilato y un **agente de conexión** de silano orgánico que producía la adhesión entre las partículas de relleno y la matriz de resina, con esto se resolvió los problemas que presentaban los primeros materiales restauradores en base a resinas.

Así desde inicios de los años setenta, los *sistemas* de resinas compuestas han sido el material de elección para restaurar en forma directa el sector anterior y actualmente también usados en la zona posterior, como selladores de fosas y fisuras y en sistemas de cementos adhesivos, reemplazando en gran medida el uso de la amalgama, por su ventaja estética además de las mejoras en las propiedades físicas y comportamiento del material en boca.

2- LAS RESINAS COMPUESTAS

El primer biomaterial en odontología que mezcla compuestos son las resinas compuestas o como se les llama genéricamente *composites*; aunque el término correcto a utilizar es resinas compuestas. En el presente trabajo preferiremos hablar de sistemas de resinas compuestas, ya que estos también van de la mano con el adhesivo que les permite su unión a los tejidos dentarios, tema que desarrollaremos más adelante.

El término compuesto se refiere a la combinación de dos fases de componentes químicamente diferentes para la obtención de un material final con propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual. Estas dos fases son: un polímero blando de una resina orgánica, el Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) y otra constituida por un relleno inorgánico, óxidos provenientes del silicio que encontrábamos en los silicatos y también en cerámicas.⁽¹⁰⁾

Estos componentes base de una resina compuesta se unen por un agente de enlace o también llamados de cobertura o acople, el vinilsilano, quien por su grupo silano se une a la partícula de sílice y por el grupo vinílico al Bis-GMA.

Definiremos entonces a las resinas compuestas como un material que combina tridimensionalmente dos fases diferentes (matriz orgánica y relleno inorgánico) y que presentan una gran densidad de entrecruzamientos polimérico, reforzados con partículas de sílice amorfo, vidrio ,fibras y partículas cristalinas u orgánicas que se unen a la matriz por una agente de conexión.

Las resinas compuestas son, por lo tanto, una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento(Figura 3). Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica. Las resinas compuestas se modifican para obtener color, translucidez y opacidad, para de esa forma imitar el color de los dientes naturales, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa. Entre los avances de las resinas compuestas, se reconocen mejoras en sus propiedades tales como la resistencia al desgaste, manipulación y estética.⁽¹¹⁾

El esmalte y la dentina son dos ejemplos de material compuesto que encontramos en la naturaleza. El esmalte contiene un 95% en peso de estructura inorgánica del cual entre el 90 % y 92% es hidroxapatita y el resto orgánico (enamelina y agua) y la dentina un 75% de peso en estructura inorgánica y un 20% en masa orgánica(90% colágeno y el resto agua).

Las partículas de relleno serían los cristales de hidroxapatita. Las propiedades de los dos tejidos se diferencian en las proporciones matriz/relleno presentando una analogía con los materiales de restauración, en los que el relleno influye gran medida en las propiedades del material.⁽¹²⁾

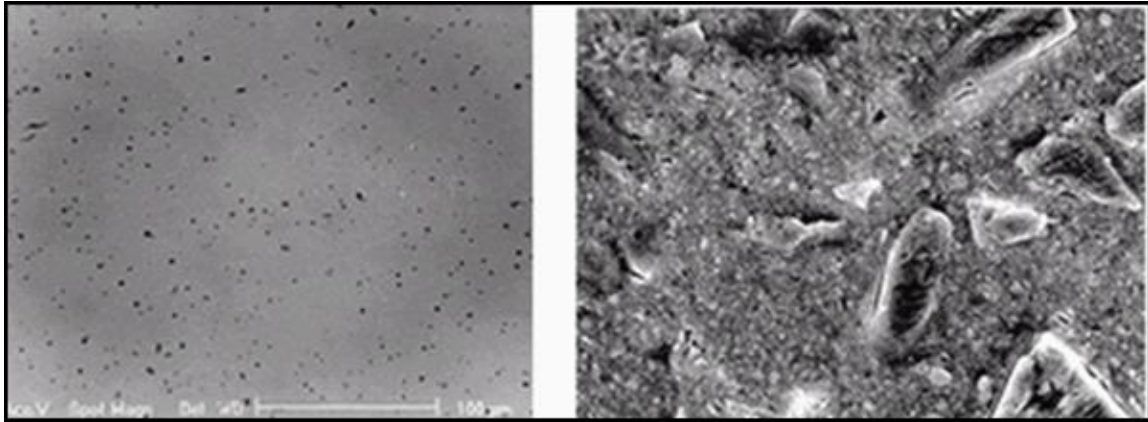


Figura 3: Diferencia microscópica entre una matriz resinosa a base de Bis GMA sin fase o contenido inorgánico (lado izquierdo) y la misma matriz resinosa pero con contenido inorgánico (lado derecho) unidas por un agente de acople tipo Silano, esta es la estructura actual de todo tipo de resina compuesta.

Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos45/biomimetizacion-resinas/biomimetizacion-resinas2.shtml>

Según esta definición distinguiremos entonces tres componentes estructurales principales en las resinas compuestas dentales:

- a) **Matriz orgánica:** Material de resina que forma una fase continua y contiene las partículas de relleno que posee la potencialidad de polimerización.
- b) **Relleno inorgánico:** Partículas y/o fibras de refuerzo que se dispersan en la matriz.
- c) **Agente de conexión:** Compuesto adhesivo que favorece la unión entre la matriz orgánica y el relleno inorgánico.

a) Matriz orgánica:

La denominada matriz es un polímero orgánico obtenido mediante la reacción de polimerización vinílica o radicalica (mecanismo también empleado por los acrilatos). Los monómeros que conforman esta matriz (unidad básica del polímero) son diacrilatos alifáticos o aromáticos y reaccionan entre sí a través de radicales libres dando como resultado la génesis de enlaces covalentes. Los más utilizados a la fecha son del grupo de los dimetacrilatos, siendo estos el BIS-GMA y UDMA de naturaleza hidrofóbica. La matriz contiene además monómeros diluyentes que disminuyen la viscosidad de los de alto peso molecular (Bis-GMA y UDMA), entre los monómeros diluyentes se encuentra el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato) que posibilita más incorporación de carga y da al material mejor manipulación. (Fig.4)

La potencialidad de polimerización la presenta este componente de la resina compuesta y puede ocurrir por procedimientos químicos o fotoquímicos.

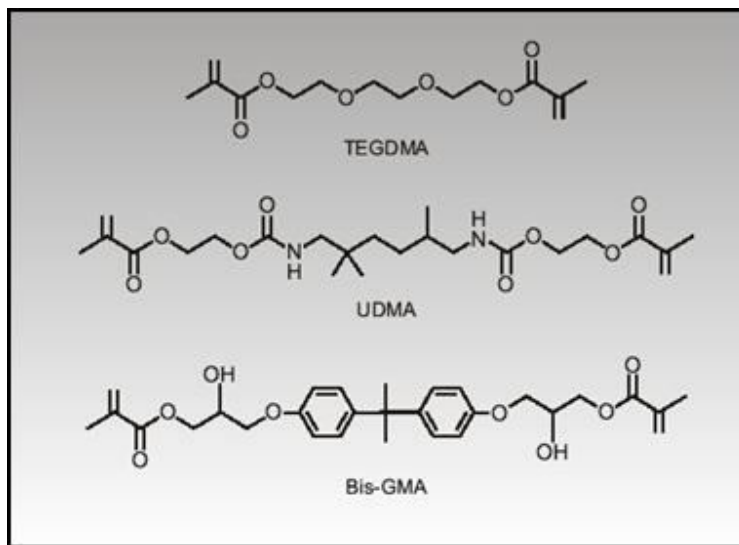


Figura 4: Estructura química de los componentes de la matriz de resina

b) Relleno inorgánico:

Son elementos duros e inertes y similares a la estructura dentaria en cuanto a la translucidez e índice de refracción.

Se utilizan como partículas de relleno: el cuarzo, la sílice, la sílica pirolítica, cristales o vidrios de bario y estroncio, silicatos de litio y aluminio e incluso hidroxiapatita sintética. Las partículas presentan diferente forma y tamaño, donde el átomo de silicio está siempre presente⁽¹⁰⁾. Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión.

Son las que proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la absorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad (Rigidez).⁽¹³⁾

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a 0.05 μm .⁽¹⁴⁾

Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina ya que produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal

Es importante conocer el contenido de este relleno o carga que puede ser representada como volumen o porcentaje en peso.

El tamaño de las partículas puede variar y pueden ser: macropartículas (1-100 μm), macropartículas (0,04 μm -2 μm), o nanopartículas (menores a 10 nm)⁽¹⁵⁾ y se presentan en distintas combinaciones en la resina compuesta denominados en este caso híbridos. Las nano partículas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm.⁽¹⁶⁾ El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas (Fig. 5, Fig. 6).^(17,18)

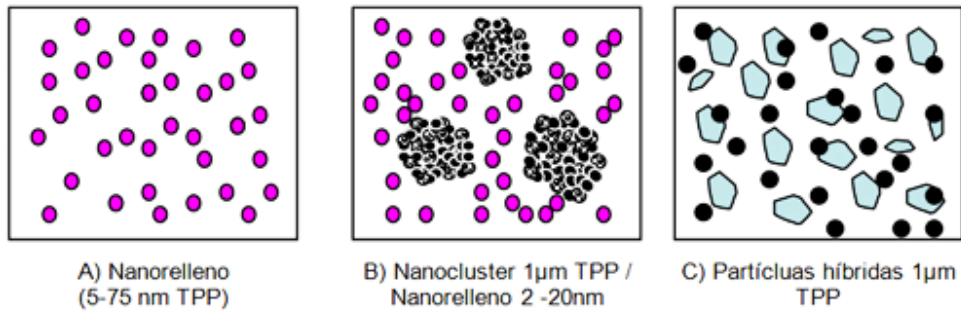


Fig. 5

Esquema de la tecnología del nanorelleno.

A) Partículas nanométricas,

B) Partículas nanoclusters,

C) Partículas híbridas. TPP: Tamaño promedio de las partículas.

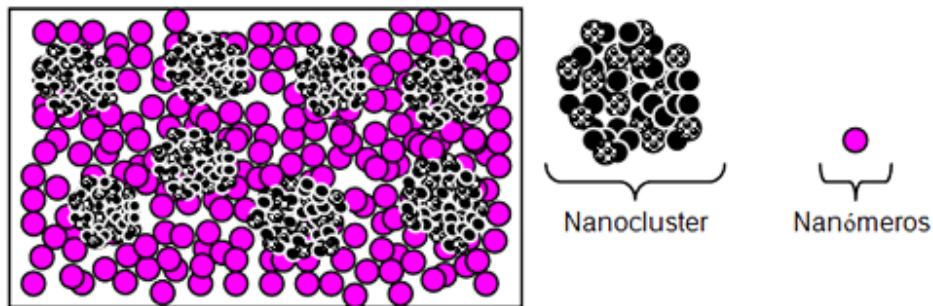


Fig. 6

Disposición de las partículas en una resina de nanorelleno.

c) Agente de conexión:

Son compuestos organosilánicos, moléculas de duplicidad reactiva. En la actualidad el vinilsilano ha sido reemplazado por el gamma 3 (metacriloxi) propiltrimetoxisilano.⁽¹⁰⁾ Este agente también mejora las propiedades físicas y mecánicas, ofreciendo una transferencia de tensiones de la matriz a las partículas de carga. Ofrece estabilidad hidrolítica, previniendo que el agua penetre en la interfase resina/carga.^(10,46,85) Estos agentes, también denominados silanos, hidrolizados tienen grupos silanoles que se unen a los silanos de las partículas de carga por conexiones siloxanas. Los órgano/silanos son moléculas bipolares poseen además grupos metacrilato que forman conexiones covalentes con la resina durante la polimerización posibilitando una interface resina/partícula de carga adecuada.(Figura 7)

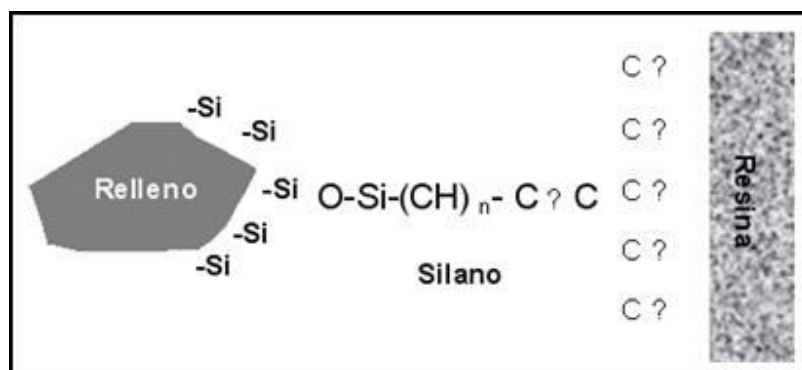


Figura 7

Silano(Vinilsilano), molécula bipolar que se une a las partículas de relleno al ser hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, que forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interface resina / partícula de relleno

Fuente: http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0001-63652008000300026&script=sci_arttext

Como vemos en la figura 7, los vinilsilano debido a su propiedad bifuncional tienen un grupo silano hidrolizable en un extremo y un grupo órgano funcional metacrilato en el otro extremo. El grupo silicona se une de forma iónica al agua de la superficie del cristal y el extremo orgánico se une covalentemente a la matriz de resina. Los rellenos inorgánicos son tratados con silano antes de ser incluidos en la resina, la unión entre silano y relleno es hidrolizable con facilidad, al absorberse agua hay una disminución de la longevidad de la resina compuesta, debido al detrimento del relleno expuesto en la superficie de la restauración. La adhesión del relleno y la matriz facilita la transferencia de cargas entre ambos, ofreciendo además resistencia a la pérdida de relleno en la superficie.

Además de los componentes principales que hemos mencionado encontramos también otros químicos presentes en las resinas compuestas que presentan distintas características y propiedades que exponemos a continuación:

- i) **Plastificantes:** Se les denomina oligómeros por la pequeña cantidad en que están presentes, y corresponden a compuestos derivados de los metacrilatos como el metilmetacrilato (MMA), etilenglicol dimetacrilato(EGDMA), trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y tienen por función bajar la viscosidad de la matriz orgánica.
- ii) **Activadores e iniciadores de la polimerización:** Cualquiera sea la resina compuesta requiere para su polimerización de un iniciador de esta reacción que es el peróxido de benzoilo(Figura 9) el cual debe ser activado en su producción de radicales libres para que abra los dobles enlaces de una resina compuesta(los diacrilatos o metilemtacrilatos). Los sistemas activadores responsables de esta conversión polimérica usados son agentes físicos: el calor(termopolimerización: resinas indirectas), luz visible (fotopolimerizables) y químicos (autopolimerizables). Los agentes químicos son aminas terciarias, la dimetil paratoluidina o el ácido sulfínico(resinas de autopolimerización). Las foto activadas presentan un elemento fotosensible que se activa a una determinada longitud de onda . El éter metílico de la benzoina se activa a los 360 nm (luz UV) o una diacetona/amina , como la canforquinona(figura 8), lucerinas u otras diquetonas que se activan entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz.⁽¹⁹⁾(luz visible) energía que provee el estímulo que activa al iniciador en la resina. (Figura 10)

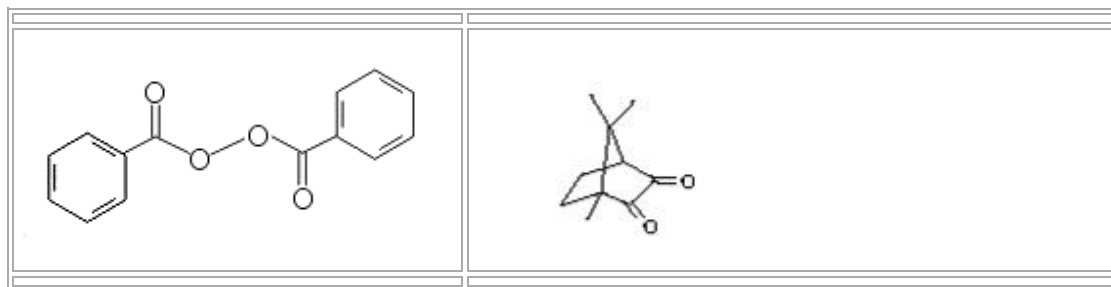
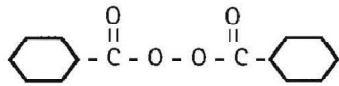


Figura 8: Estructura molecular del Peróxido de benzoilo (lado izquierdo) y la canforquinona (lado derecho)

Fuente: información científica, Filtek tm P90, 3M ESPE.(www.3m.com)

Iniciador de la polimerización



Peróxido de Benzoilo

Figura 9

Fuente: O.Steenbecker, . Ed. Universidad de Valparaíso, Chile, 2006 “Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva”.

ACTIVACIÓN

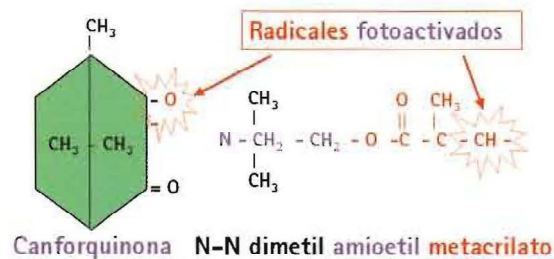


Figura 10

Fuente: O.Steenbecker, Ed. Universidad de Valparaíso, Chile, 2006“Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva”.

- iii) **Inhibidores de la polimerización:** Se utilizan para impedir la autopolimerización durante su almacenamiento o vida útil de las resinas compuestas. Los compuestos más antiguos fueron la resorcina, la hidroquinona y el pirogalol, los actuales son derivados de los fenoles como el 4-metoxifenol y el 2,4,6 triterciarobutil fenol.
- iv) **Estabilizadores del color:** Se utilizan generalmente en las resinas de activación química y están compuestas por benzofenonas, benzotriazoles o fenilsalicilatos.
- v) **Pigmentos:** Son óxidos orgánicos con los cuales se pueden obtener las tonalidades que permiten representar los colores de los tejidos dentarios.

2.1-CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS:

A lo largo de los años las resinas compuestas se han clasificado de distintas formas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico., La clasificación más usual está basada en el tipo de relleno(tamaño) utilizado.

Un sistema de clasificación fue el ideado por Willems y col.,⁽²⁰⁾ el cual a pesar de ser más complejo, aporta más información sobre diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje del relleno inorgánico (en volumen), el tamaño de las partículas, la rugosidad superficial y la resistencia compresiva. (Tabla 1)

Tabla 1
Clasificación de las Resinas Compuestas (Adaptado de Willems y Col. 1992)

Tipos de Resina Compuesta	Relleno
Densificados - De relleno medio ▪ Ultrafinos ▪ Finos - De relleno compacto >60% en volumen ▪ Ultrafinos ▪ Finos	< 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm > 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm
Microfinos - Homogéneos - Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0,04 µm
Mixtos	Mezcla de resinas densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a las llamadas resinas de macrorelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Resinas de uso de laboratorio – industrial.

Actualmente se pueden reunir las resinas compuestas en cinco categorías principales: (Tabla 2)

1. Resinas de macrorelleno o convencionales: Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 µm.⁽²¹⁾ Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación.⁽²²⁾ Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario.⁽²³⁾ El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo.⁽²⁴⁾

2. Resinas de microrelleno: Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm .⁽²⁵⁾ Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración.⁽²⁶⁾ Entre tanto, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.⁽²⁷⁾

3. Resinas híbridas: Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 μm . Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología.⁽²⁵⁾ Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, formulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.^(28, 29,30)

4. Híbridos Modernos: Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4 μm a 1.0 μm), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.⁽³¹⁾

5. Resinas de Nanorelleno: Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm.⁽²⁶⁾ El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas.^(32, 33) Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. (Figs. 5 y 6)

Tabla 2 Principales tipos de resinas compuestas.

Tipo de resina	Tamaño del relleno (μm)	Material de relleno
Macrorelleno	10 – 40	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	0.01 – 0.1	Silice coloidal
Hibrida	15 – 20 y 0.01 – 0.05	Vidrio y silice coloidal
Hibridos modernos	0.5 – 1 y 0.01 – 0.05	Vidrio, zirconio y silice coloidal
Nanorelleno	< 0.01 (10 nm)	Silice o zirconio

Fuente: **Acta Odontológica Venezolana - VOLUMEN 46 N° 3 / 2008**
 ISSN: 0001-6365 www.actaodontologica.com

2.2- PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Resistencia al Desgaste: Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial de estructura, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos u otros elementos.⁽²¹⁾ Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones disminuyendo la longevidad de las mismas.⁽³⁴⁾ Esta propiedad depende del tamaño, la forma y el contenido de las partículas de relleno así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusales.⁽³⁵⁾ Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad.⁽³⁶⁾ Leinfelder y col.⁽³⁷⁾ explican el fenómeno de la siguiente manera: Dado que el módulo elástico de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimen la matriz en los momentos de presión (como las cargas cíclicas) y esto causa el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste. Este fenómeno por pérdida de partículas de la superficie es conocido como "**plucking out**".

Textura Superficial: Se define la como la uniformidad de la superficie del material de restauración,⁽³⁸⁾ es decir, en las resinas compuestas la lisura superficial está relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con una técnica correcta de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales.⁽³⁹⁾ En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta.⁽⁴⁰⁾ Las resinas compuestas de nanorelleno proporcionan un alto brillo superficial⁽²⁸⁾

Coefficiente de Expansión Térmica: Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura.⁽⁴¹⁾ Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura.⁽⁴²⁾ Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C.⁽⁴³⁾

Sorción Acuosa (adsorción y absorción) y Expansión Higroscópica: Estas propiedades están relacionadas con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción.⁽⁴¹⁾ La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina fenómeno conocido como degradación hidrolítica.⁽⁴⁴⁾ Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua.⁽⁴⁵⁾ Baratieri⁽⁴⁶⁾ y Anusavice⁽¹²⁾ refieren que la expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización. Las resinas Híbridas proporcionan baja sorción acuosa⁽³²⁾.

Resistencia a la Fractura: Es la tensión necesaria para provocar una fractura (resistencia máxima). Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.⁽⁴⁷⁾

Resistencia a la Compresión y a la Tracción: Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Está relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.⁽⁴⁸⁾

Módulo de elasticidad: El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.⁽⁴⁹⁾

Estabilidad del color: Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes principalmente de elementos externos, como alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias.⁽⁴⁹⁾ Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.⁽⁵⁰⁾

Radiopacidad : Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.

Contracción de Polimerización: La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración.⁽⁵¹⁾ Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material."⁽⁵²⁾ La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.⁽⁵³⁾ Según Chen y col.,⁽⁵⁴⁾ las tensiones que se producen durante la etapa pregel, o la etapa de la polimerización donde el material puede aún fluir, pueden ser disipadas en gran medida con el flujo del material. Pero una vez alcanzado el punto de gelación, el material no fluye y las tensiones en su intento de disiparse pueden generar: (Fig.11)

1. Deformación externa del material sin afectar la interfase adhesiva (si existen superficies libres suficientes o superficies donde el material no está adherido).
2. Brechas en la interfase dientes restauración (si no existen superficies libres suficientes y si la adhesión no es adecuada)
3. Fractura cohesiva del material restaurador (si la adhesión diente-restauración es buena y no existen superficies libres).

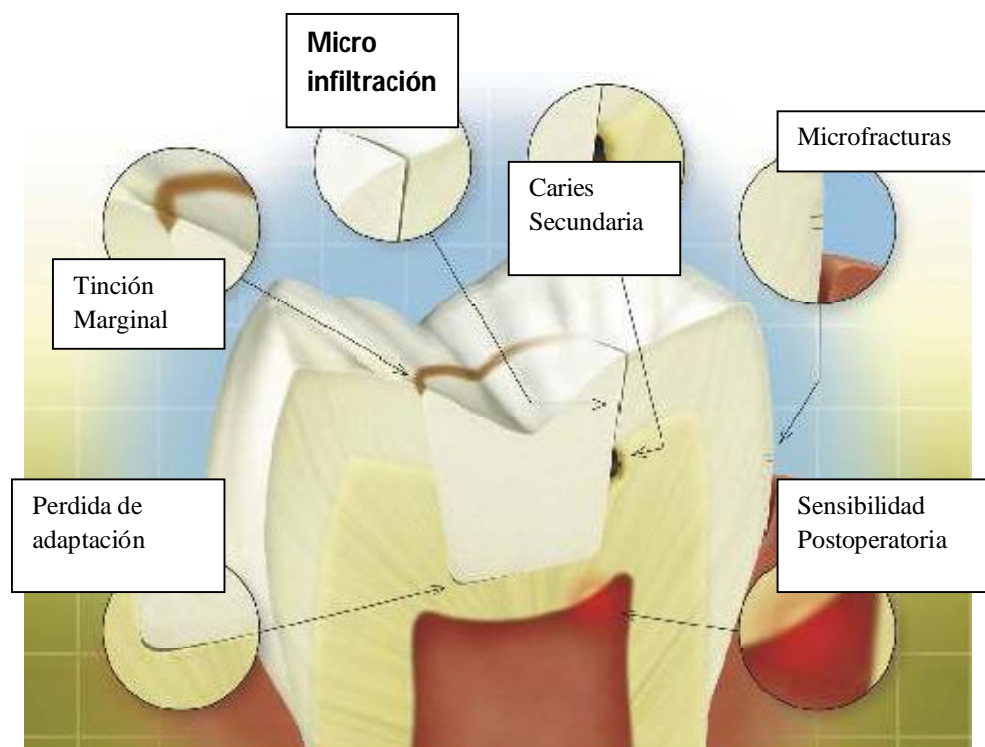


Figura 11: Repercusiones por la contracción de polimerización.

Fuente: Ficha Siloranos. www.3m.com

Este es un punto muy importante en lo que se refiere al comportamiento clínico de las restauraciones en base a resinas compuestas, hemos visto como históricamente los clínicos y la industria odontológica ha enfrentado el desafío de la reducción de la contracción volumétrica de estos materiales en su proceso de endurecimiento, fenómeno que está intrínsecamente ligado a su mecanismo de polimerización. Los monómeros que constituyen su matriz orgánica se asocian para formar los polímeros constituyentes, lo que implica tridimensionalmente una aproximación de sus moléculas, dando como resultado una reducción volumétrica⁽⁴⁾. Los composites dentales convencionales en base a metacrilato endurecen por una reacción química, en la cual participan los enlaces dobles de carbono-carbono de las moléculas individuales del monómero y la posterior formación de enlaces simples de carbono-carbono para formar cadenas de polímero. Esta reacción causa una reducción en el volumen, comúnmente del orden del 1.5 al 5%, ya que se han creado enlaces covalentes y la distancia molecular y volumen libre se reduce.⁽⁶²⁾, otros autores hablan incluso de una reducción volumétrica de un 2%-6%^(59,60,61). Inevitablemente se produce esta contracción debido a que en su estado inicial, las unidades del monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals (distancia promedio de 4 nm), mientras que en el polímero final las unidades de monómero (que ya están unidas formando polímeros) están a distancias de enlaces covalentes menores, generalmente de 1.5 nm⁽⁷⁴⁾.

Una serie de problemas clínicos potenciales se asocian a la contracción en los composites. El diente puede sufrir una deformación (elástica y no elástica). Debido a la contracción que experimenta el composite dentro de la cavidad que lo contiene, el diente sufre una deformación entre los 2 a 47 μm ⁽⁷⁵⁾. Como resultado puede conducir a sensibilidad dentaria debido a la deformación de los túbulos dentinarios y fracturas de esmalte que rodea la restauración. Un segundo problema clínico asociado a la contracción de polimerización es la falla adhesiva. Es por esto que los enlaces que más comúnmente fallan son los de la interface adhesivo/dentina. Mientras menos frecuentes sean los espacios entre esmalte y las restauraciones de composite, mayor significancia en términos de la viabilidad a largo plazo tendrá la restauración, reduciendo la **microinfiltración** y caries secundarias como consecuencia de esta, si bien reportes actuales señalan que por sí sola no basta para gatillarla⁽²⁾, sin duda afectará el éxito de las restauraciones, atribuyéndosele además la generación de hipersensibilidad dentaria y el eventual desarrollo de patologías pulpares^(55,56,57). Estos últimos problemas clínicos siguen siendo la mayor causa de eliminación y cambios en las restauraciones de resinas compuestas. Un tercer problema clínico es el daño dentro del mismo composite, la falla cohesiva, que ocurre por muchos mecanismos, entre ellos agrietado osmótico, pérdida de unión entre la matriz y el relleno, daño mecánico de la interfase, agrietamiento de la matriz por efectos térmicos y fracturas por cargas mecánicas⁽⁷⁵⁾. En un estudio en composites que duró 11 años publicado por Van Dijken en el año 2000 indicó que la fractura fue la razón más común para el remplazo de las restauraciones.^(58,86) Este fenómeno está acompañado del desarrollo además de la generación de un estrés interno, el **estrés de contracción** que induce a una tensión en el complejo diente /restauración^(2,4). Es importante recordar que si bien son fenómenos ligados, la contracción de polimerización no es sinónimo al estrés por contracción. Este fenómeno sucede ya que cuando el material entra en proceso de

endurecimiento, dos fuerzas empiezan a interactuar: la contracción de polimerización y una fuerza opuesta a esa contracción mediada por la rigidez del diente y *adhesivo* (la integración de la restauración a las paredes cavitarias es mediada por un adhesivo también de carácter resinoso); ambos forman una presión sobre la resina, es decir, la generación de estrés dentro la resina compuesta es el resultado de la contracción de polimerización y la deformación del material cuando se contraponen una superficie rígida, de alto módulo elástico (rígido), como lo es la superficie dentaria.

Las tensiones internas generadas dentro del material se transfieren al interface diente-restauración, tal como la tensión que experimentaría una cadena que se tira (Fig.12). Estas tensiones aparecerán como fuerzas extensibles en la interface, porque la resina procura contraerse hacia la superficie consolidada, pero son forzadas por el resto de su masa, que también se enlaza a una superficie de oposición ⁽⁵⁸⁾. La deformación que sufre el material al polimerizar produce estrés de acuerdo con la ley de Hooke, la cual describe una relación lineal entre estrés y la tensión de un sólido elástico. Puesto que el estrés es el producto del módulo elástico y de la contracción, se espera que los materiales con una combinación de alta contracción volumétrica y módulo elástico alto generen las tensiones más altas durante la polimerización.

Se entiende entonces al estrés de contracción como un proceso dinámico, donde juega un rol importante el modulo elástico del material y la fuerza de adhesión de las paredes de la cavidad, la cual se contraponen a la fuerza provocada en la contracción del material. Es probable que en ausencia de adhesión a las superficies externas, la generación residual de stress por cualquier cambio dimensional sea substancialmente más baja. ⁽⁶²⁾. Es lógico por lo tanto, que el estrés de la interfase se reduzca en cavidades con superficies mínimamente contenedoras, como es el caso de las cavidades tipo IV.



Figura 12: Formación de brechas debido a la tensión de polimerización.

Todo estos fenómenos descritos, que ocurren en el proceso de polimerización de las resinas y deben entenderse en forma dinámica, pueden inducir a: deformación dentaria desencadenando en fracturas de esmalte, *cracks*, y flexión cusplídea, sensibilidad post-operatoria, **microinfiltración** y caries secundarias, las cuales se deben a la falla adhesiva ocurrida en la interfase diente restauración cuando las fuerzas de contracción exceden a las fuerzas de unión. Debido a la liberación de estrés, también se pueden provocar fallas cohesivas, es decir, en la estructura interna del material. Este tipo de falla es motivo frecuente de recambio de restauraciones (Fig 13).



Fig.13. Estrés de contracción. ⁽¹⁰³⁾

El fenómeno del estrés de contracción es altamente complejo, multifactorial, que exige muchas investigaciones y que ha sido determinado como un factor de discrepancias marginales en las restauraciones de resinas compuestas, las cuales reducen su duración. No hay datos de una relación única y directa entre el estrés de contracción en restauraciones de resinas compuestas y sucesos clínicos. Debido a la naturaleza compleja del estrés residual, es actualmente poco probable que se pueda establecer una relación como esa y por eso no puede ser expresado en simples valores promedio basados sólo en las propiedades o configuración de las resinas compuestas, sino que debe ser de acuerdo a una distribución que depende de la localización, propiedades, geometría e individualidad tanto del diente (Factor C) como la restauración, considerando además los procedimientos restauradores ^(58,103).

Deberemos considerar entonces variables condicionantes de la contracción de polimerización, que enumeraremos y detallaremos a continuación:

- a) **Factor C:** El factor de configuración cavitaria, también conocido como factor “C”, se define como la razón o cociente entre la superficie de la resina compuesta con las superficies adheridas y la superficie de ella con las superficies libres o no adheridas⁽⁶³⁾. Mientras mayor sea este cociente (Cavidades Clase I de Black), mayor será el estrés de contracción o tensión generada por la resina al contraerse. También es importante considerar el tamaño de la cavidad (volumen), siendo las menos afectadas las de menor volumen.⁽⁶⁴⁾
- b) **Técnica de colocación del material:** Existe acuerdo que la aplicación de las resinas compuestas en pequeños incrementos de no mas de 2 mm de grosor^(65,66), permiten mejorar la integridad marginal, minimizar la distorsión de la pared cavitaria y una mejor polimerización del material⁽⁶⁰⁾. Se optimiza la fotoactivación y la colocación de cada nuevo incremento minimiza al factor c para el subsiguiente, debido al volumen de resina que manejamos al trabajar de esta forma, de lo contrario se obtienen menores valores de fuerza adhesiva, formación de brechas marginales y mayor contracción de polimerización^(67,68,69).
- c) **Método de foto activación:** Como ya hemos mencionado los materiales en base a resinas compuestas requieren de energía lumínica para dar inicio a la reacción de polimerización y desde este punto de vista, la forma en que entregamos esta energía puede generar diferencias respecto al efecto de la contracción de polimerización. Esto se debe a la relación existente entre la manera en que se lleva a cabo la polimerización y la posibilidad de liberar tensiones mientras esto sucede. Para esto debemos distinguir etapas en las que ocurre este proceso y se han definido como etapa:
 - 1) Pregel, en la cual la matriz resinosa está en estado plástico y viscoso y los monómeros se deslizan nuevas posiciones dentro de ella (liberación de tensiones)
 - 2) Punto gel, hay inhibición de movimiento de moléculas dentro de la matriz, se solidifica el material
 - 3) Postgel, el material esta en un estado rígido-elástico, aun contrae y se manifiesta el stress.

En la etapa pregel, las tensiones que se generan pueden liberarse ya que aun existe la posibilidad de deformación del material, al contrario en la etapa postgel, debido a su rigidez esto se dificulta.

Con el fin de alargar la fase pregel, se han desarrollado técnicas de entrega de la energía fotoactivadora, como otra consideración para controlar las tensiones.

Podemos destacar el método convencional o continuo, los incrementales o de inicio suave, y la escalonada o intermitente.

El método que obtiene mejores resultados respecto al tema en discusión es el de inicio suave o incremental^(70,71), el cual se obtiene con lámparas diseñadas para ese efecto o bien alejándola fuente lumínica y acercándolo gradualmente, así logramos alargar la fase pregel con los resultados deseables que buscamos.

d) **Grado de conversión:** Este factor nos señala que tan completa ha sido la reacción de polimerización. Dependerá de factores propios de la resina (color, presencia de monómeros prepolimerizados), aspectos de la técnica fotoactivadora empleada. Al optimizarse este proceso el

numero de monómeros sin reaccionar se reduce, aumentando así la magnitud de contracción de polimerización⁽⁷⁰⁾, el modulo de elasticidad(rigidez), pero con propiedades mecánicas deseables y de biocompatibilidad.(menor presencia de monómeros libres).

Hemos revisado ya aspectos referentes a la composición y aplicación de las resinas compuestas, sus componentes, propiedades y fenómenos que ocurren en ella al momento de endurecer y su interacción con el diente, y en el complejo diente restauración.

Ya sabemos que fenómenos como la contracción de polimerización influyen negativamente en el comportamiento clínico de las resinas compuestas, sus implicancias y consecuencias.

Diversos enfoques en el manejo clínico de ellas buscan disminuir o eliminar este factor. Se busca prolongar la fase pregel, fotoactivando a intensidad creciente, con el fin de liberar tensiones cuando el material se exhibe plástico⁽⁴⁾, la técnica incremental, la consideración sobre el factor C e incluso la realización de restauraciones por método indirecto que luego se cementaran con resinas de baja viscosidad.^(5,12)

Desde el punto de vista de la industria odontológica hay intentos a lo largo del desarrollo de las resinas compuestas que buscan mejorar sus propiedades y porque no decirlo aminorar la contracción de polimerización e incluso eliminarla.

Para esto se ha buscado variar los componentes del relleno inorgánico, en tamaño, cantidad buscando aminorar el efecto de la matriz orgánica(al disminuir su volumen respecto al relleno) , pero esto presenta limitaciones ya que a la vez aumentamos el modulo de elasticidad(rigidez)^(72,73), con la consiguiente limitación en la liberación del stress y tensiones.Es por esto que gran variedad de monómeros han sido propuestos con la finalidad de reducir la contracción de polimerización siendo un enfoque alternativo al ya nombrado, entre ellos, los llamados monómeros con capacidad de expansión, como los espiroortocarbonatos (SOC) que se introdujeron en el mercado dental en la década de los 70, aunque no se popularizaron.

Del mismo modo, Stansburry⁽⁷⁸⁾, desarrolló el SOC junto a un núcleo de dimetacrilato (SOCs), con la finalidad de reducir la contracción de polimerización y mejorar el grado de conversión de las resinas compuestas, mediante el mecanismo de expansión polimérica y un sistema de polimerización paralelo de radicales libres. Simultáneamente Byerley y col.⁽⁷⁹⁾ y Eick y col.,⁽⁸⁰⁾ sintetizaron SOC's unido a un núcleo de oxirano capaz de producir polimerización catiónica que también ayudaba a compensar la contracción de polimerización y mejoraba considerablemente el grado de conversión de las resinas compuestas.

Asimismo, Krenkel y col.⁽⁸¹⁾ presentaron un sistema experimental de resinas compuestas, cuya matriz orgánica se basaba en monómeros SOC, diepoxi y un grupo polyol, capaz de reducir el stress de polimerización comparado con un sistema de resinas patentado (Z100). A pesar de que ambos sistemas eran compatibles desde el punto de vista químico, no se comercializaron ya que el grado de conversión o índice de curado total del sistema SOC es menor que el sistema convencional de dimetacrilatos.⁽⁸²⁾

Se ha buscado además modificar el grado de conversión ya que según estudios *in Vitro*, el uso de moléculas de alto peso molecular, como el multi-etil-glicol-dimetacrilatos y copolímeros, son capaces de lograr una conversión entre el 90-100%. Este fenómeno parece ser el resultado de la reducción considerable de uniones de doble enlace de carbonos (C=C).⁽⁸⁴⁾

Otro adelanto notable a destacar, es el desarrollo de los **Ormóceros** basados en un sistema de moléculas híbridas (orgánica-inorgánica), uretanos multifuncionales y thio-eter-metacrilato y alkosiloxanos.⁽⁸³⁾ El término Ormocer deriva de la abreviación de las siglas en inglés "Organically Modified Ceramic". En estos materiales se reemplaza la matriz de Bis-GMA/TEGDMA por otra donde copolimerizan monómeros inorgánicos (material vidrio-cerámico con matriz vítrea) con orgánicos.

En la síntesis del monómero, se obtiene primero una columna, sintetizando un polímero inorgánico (polisiloxano, alcoxilano) mediante un proceso sol-gel que polimeriza moléculas o monómeros de tetraóxido de silicio (monómeros inorgánicos cerámicos). A esta columna se le agregan grupos orgánicos (dimetacrilatos, con capacidad de polimerizar por adición de radicales libres), obteniendo así la molécula de Ormocer,⁽⁸³⁾ cuya matriz resulta ser cerámica y orgánica y con moléculas de mayor peso molecular, disminuyendo en gran medida la contracción de polimerización. De igual forma, las moléculas de Ormocer son de 1000 a 2000 veces más grandes que las moléculas de Bis-GMA, lo que disminuye el porcentaje de contracción final de la matriz.⁽⁸³⁾ Otra ventaja de este sistema es la formación de 100% de doble enlaces, ya que, son moléculas con más sitios activos, capaces de generar uniones covalentes.

Esto se traduce en mejoras en las propiedades mecánicas y biológicas al no quedar monómeros libres. Se reportó que debido a este tipo de formulación se debe el fenómeno de la reducción de la contracción de polimerización (0.90 al 2%), el aumento del grado de conversión y las adecuadas propiedades físico-mecánicas de éstos sistemas, en comparación con los sistemas convencionales.⁽⁸³⁾ Este tipo de material es fabricado y distribuido comercialmente por VOCO GmbH de Alemania y es conocido con el nombre de ADMIRA.⁽⁸³⁾

En los últimos años, se han hecho varios intentos para reducir la contracción cambiando la naturaleza de la resina, los cuales han sido realizados por universidades y manufactureras. Un acercamiento fue el uso de monómeros de cristal líquido en el año 2007, como una resina la cual describía tener una baja contracción cuando era fotopolimerizada⁽⁷⁶⁾ (Fig. 14).

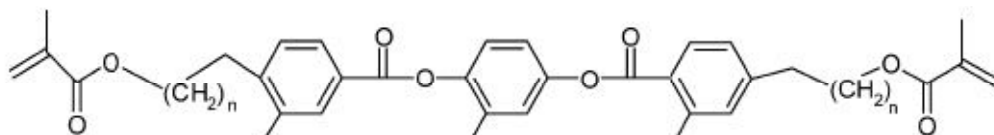


Fig. 14. Formula química de un típico monómero cristalino líquido.⁽⁷⁶⁾

Mozner et al. ⁽⁷⁶⁾ publicó estudios en el año 1999 sobre los derivados del vinyl ciclopropano con una polimerización por radicales libres con el sistema de apertura de anillos de los monómeros, también conveniente para copolimerizar como las resinas en base a metacrilato. ⁽⁷⁶⁾ (Fig. 15).

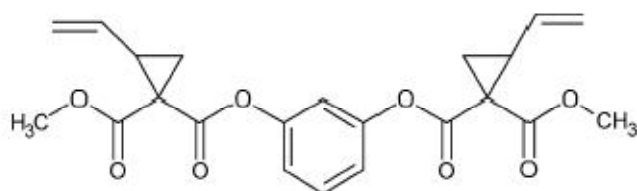


Fig. 15. Ejemplo de un di-funcional vinyl ciclopropano. ⁽⁷⁶⁾

Un químico diferente fue hecho por Eick y sus colaboradores enfocándose en la apertura de anillos catiónica de los espiro orto carbonatos especialmente en combinación con monómeros epóxidos. ⁽⁷⁶⁾ (Fig.16).

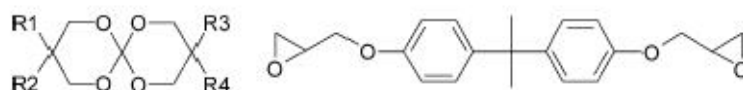


Fig. 16. Mezcla de un espiro orto carbonato con un comonomero epóxico. ⁽⁷⁶⁾

Como podemos notar el enfoque clásico en el control de la contracción de la polimerización se ha realizado modificando el relleno inorgánico, la modificación de su matriz orgánica es algo relativamente reciente .

2.3- ASPECTOS BASICOS DE LA ADHESION DE RESINAS COMPUESTAS.

Hemos hasta el momento analizado aspectos referentes a la composición de las resinas compuestas y algunas propiedades y fenómenos que ocurren en su proceso de endurecimiento y las implicancias clínicas que representarían un desafío para la odontología restauradora.

Como ya hemos señalado estos compuestos no se integran por sí mismo a las paredes cavitarias de las preparaciones dentarias, es decir, carecen de la capacidad de adherirse por sí mismas.

Para esto necesitan de la mediación de un agente de unión, llamado sistema adhesivo, también de carácter resinoso.

No es el propósito de este trabajo desarrollar a profundidad este tema así que resumiremos aspectos relacionados a la adhesión de las resinas compuestas, ya que no podemos hablar de las implicancias clínicas de ellas sin referirnos a este tema. En su conjunto (resina compuesta/adhesivo), forman la unidad diente restauración, al integrarse al diente que restauremos.

Definiremos adhesión (del latín adhesio o adhaesians; unir o pegar una cosa con otra), como un fenómeno en el cual dos superficies solidas o una solida y otra liquida , de la misma o diferente naturaleza, se unen por fuerzas interfaciales, ya sea por mecanismos físicos o químicos o por ambos. Debemos entenderlo como un proceso entre un material (adherendo) y otro (adhesivo o adherente) a nivel de una misma interfaz⁽⁸⁷⁾

De la técnica de aplicación del adhesivo empleada para insertar la restauración de resina compuesta en la cavidad operatoria, reconoceremos una **articulación adhesiva**.⁽⁸⁷⁾

Esta articulación adhesiva estará formada por dos adherendos, que son la superficie del tejido dentario y la de la restauración, más la participación de un material intermedio, correspondiente al adhesivo. Esto implica la participación de dos interfaces, una entre la resina compuesta y el adhesivo y otra entre este y la superficie dental.

La estructura de la primera dependerá de la afinidad entre los componentes de la restauración y el adhesivo y la segunda a variables del sustrato (esmalte o dentina, que se diferencian tanto en estructura como en composición) y del adhesivo, en relación a su dinámica de difusión de los monómeros que lo componen, ph, tipo de solvente y factores de aplicación tales como la viscosidad⁽⁸⁸⁾.

Distinguiremos entonces variables de las cuales dependerá la adhesión, que incluyen la naturaleza de las superficies, del biomaterial, del adhesivo mismo y factores tales como la utilización correcta de este de parte del equipo odontológico e incluso de los fabricantes que formulan los materiales dentales.

Podemos señalar que un gran avance en la odontología restauradora lo constituye el desarrollo en el año 1955 por Buonocore de un procedimiento de acondicionamiento ácido del esmalte dentario con ácido fosfórico (Fig.17) y que en su momento lo llevo a concluir que aumentaba considerablemente la retención de las resinas acrílicas. Esto se ha aplicado hasta el día de hoy donde la acción de ácidos sobre el tejido adamantino permiten la adhesión micromecánica. Los adhesivos de naturaleza resinosa en estado líquido, penetran en el esmalte grabado y al polimerizar y transformarse en sólidos se adhieren. Esta técnica puede llegar a lograr valores de resistencia adhesiva de hasta 27,7 Mpa.⁽⁸⁹⁾

Para lograr adhesión a esmalte es imprescindible que el sustrato adamantino se encuentre limpio, que confiera una elevada energía superficial, además de presentarse un alto poder de humectación entre el adhesivo y el sustrato, por lo que el primero debe tener una baja tensión superficial y compatibilidad fisicoquímica con su adherendo.



Figura 17

Fuente: O.Steenbecker, . Ed. Universidad de Valparaíso, Chile, 2006“Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva”.

Podemos distinguir en la literatura^(10, 12) distintos patrones de grado ácido al esmalte que se distinguirán por la acción de desmineralización al esmalte y dependerán de la estructura y calcificación del esmalte, colmo también de la concentración del ácido y del tiempo de aplicación de este.

El grabado ácido removerá microscópicamente parte de la superficie del esmalte y creará microporos entre 5 y 10 μm de profundidad en los cuales el adhesivo se trabará mecánicamente una vez endurecido.⁽⁷¹⁾

El ácido fosfórico sigue siendo un acondicionador de esmalte confiable y predecible, respetando los tiempos de aplicación clínica y su fuerza adhesiva es significativamente mayor a la obtenida en dentina, la cual es aun impredecible.⁽⁵⁹⁾

Este fenómeno en dentina reviste otras características debido a la naturaleza de este tejido, diferente en su composición al tejido adamantino.

La dentina presenta en su estructura un menor porcentaje de hidroxiapatita con la presencia de radicales hidroxilos y cálcicos, a diferencia del esmalte presenta una estructura orgánica principalmente determinada por colágeno⁽¹⁰⁾, en la que encontramos grupos carboxilos, aminos y amidos, además de la presencia de agua.

Los adhesivos utilizados en las resinas compuestas presentan tres partes, M= parte que se une a los grupos acrilatos de los monómeros, una base estructural X y un terminal específico que se le denomina R.⁽¹⁰⁾ (Fig. 18)

Potencial adhesivo de la dentina

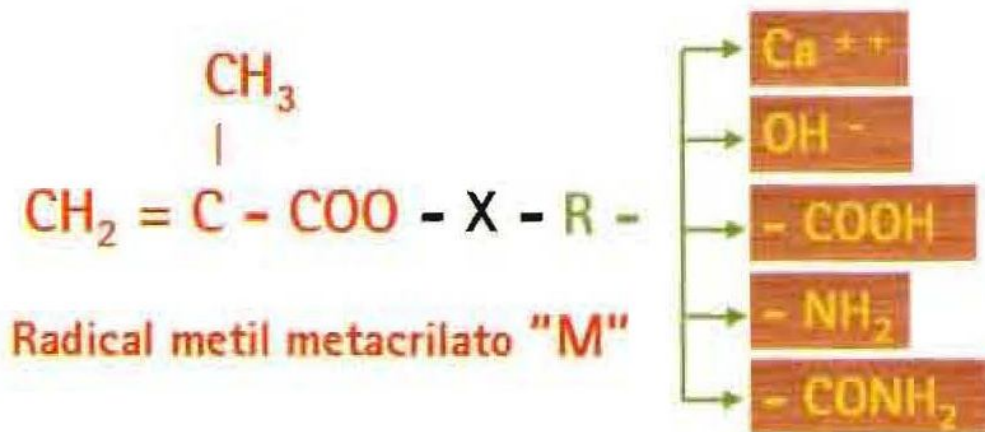


Figura 18.

Fuente: : O.Steenbecker, . Ed. Universidad de Valparaíso, Chile, 2006“Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva”.

De la figura anterior (Ver figura 18), podemos concluir que los adhesivos poseen grupos reactivos con los presentes en dentina, principalmente a través de su fibra colágena y la hidroxiapatita.

Sabemos pues por la naturaleza química de los monómeros que componen el adhesivo su carácter hidrofóbico, por lo cual para lograr adhesión estable y fiable a dentina , necesitamos de un elemento que permita penetrarla y cubrirla(“ imprimirla”), para lo cual los sistemas adhesivos presentan un componente llamado Primer o Agente Imprimante.

Este es un monómero “ **hidrofilico**” disuelto en acetona, etanol o agua y lo distinguiremos del adhesivo (Ester fosfórico bifuncional del Bis-GMA)⁽¹⁰⁾.

Por lo tanto, podemos reconocer como partes básicas de un sistema adhesivo, un ácido grabador, un Primer y un adhesivo. El agente imprimante lo definiremos como un enlace entre la dentina y el adhesivo.

Entonces tendremos un elemento que grabara las estructuras dentarias(ácido), un componente resinoso hidrófilo que actuara sobre la dentina en sus grupos reactivos y interactuara con el smear layer o barro dentinario y el adhesivo que se unirá al primer y a la resina. Donde distinguiremos estructuras como los tags de resina y la llamada capa híbrida. ^(90,91)

Acá ya podemos hablar que estamos en presencia de los sistemas adhesivos, tema que la Odontología restauradora ha desarrollado y estudiado exhaustivamente por la importancia que reviste, estos sistemas sean clasificado de distintas maneras , dentro de las cuales consideramos la de CRA (www.cliniciansreport.org.) la más apropiada.

La detallamos a continuación:

Tipo I: Grabador aplicado y lavado para remover el smear layer, primer y adhesivo son aplicados por separado. Remueve completamente el smear layer , crea capa híbrida.

Tipo II: Grabador aplicado y lavado para eliminar el smear layer, primer y adhesivo aplicado en una misma solución. Remueve completamente el smear layer, crea capa híbrida.

Tipo III: Ácido aplicado para disolver el smear layer y no debe lavarse, adhesivo se aplica separadamente. No elimina smear layer, lo modifica dejándolo incluido dentro de la capa híbrida.

Tipo IV: Primer auto -grabador y adhesivo aplicado en una misma solución para tratar y disolver el smear layer simultáneamente, lo modifica, dejándolo incluido dentro de la capa híbrida.

Esta clasificación nos permite analizar la evolución de los sistemas adhesivos y la acción de estos. Han evolucionado de sistemas de tres frascos básicamente con sus tres componentes básicos separados a sistemas en que se unió el primer y el adhesivo en un frasco , hasta la actualidad con sistemas autograbantes en que se prescinde del ácido grabador.

Los sistemas adhesivos autograbantes no requieren del paso previo de acondicionamiento de la superficie ni de lavado, por lo tanto hacen que sean aceptados debido a la disminución del tiempo clínico y sensibilidad de la técnica. El barro dentinario no es removido y es ocupado como parte del sustrato para formar la capa integrada y formación de tags de resina. Esta mantención del barro dentinario se asocia a una disminución de la sensibilidad post-operatoria.

A pesar de estas ventajas, algunos autores han establecido que debido a la composición de estos sistemas autograbantes, el pH de los primers acídicos es más alto que el pH del ácido fosfórico utilizado en los sistemas de grabado total. Esto se traduce en una menor profundidad de grabado del esmalte dentario lo que pudiera afectar la adhesión a este sustrato. ⁽⁹²⁾

3.- SILORANOS EN LA ODONTOLOGIA RESTAURADORA

Hemos planteado ya un resumen respecto a las resinas compuestas y una breve reseña acerca de sus sistemas adhesivos, constituyendo estos dos elementos un verdadero sistema de restauración en base a resinas.

Como se ha explicado , a pesar de los avances de estos materiales, las resinas compuestas no se encuentran exentas de problemas . Identificamos a la contracción volumétrica y sus indeseables consecuencias clínicas como una de las principales.

Recientemente la industria de los materiales odontológicos ha presentado en el mercado resinas basadas en siloranos (3M Espe^R) como constituyente de su matriz con el nombre comercial de Filtek P90^R.⁽⁹³⁾

Esto representa un enfoque diferente al clásico basado en la modificación del relleno y constituye un horizonte nuevo en lo que se refiere al desarrollo de nuevos monómeros en la matriz orgánica de los materiales restauradores compuestos.

Ya en el año 2002 la compañía 3M ESPE, en un simposio sobre innovación y nuevas tecnologías en la ciudad de Múnich realizado entre el 9 y 10 de Septiembre, Thomas R.Engels, Vice-Presidente y Director General de 3M ESPE producto dentales hablaba de los siloranos, moléculas que presentarían al polimerizar ; menos de un 1% de contracción volumétrica.(Boletín informativo, 3M Espe diálogos, pagina 9). Dentro de sus expositores principales estuvieron Ferracane y Guggenberger.

El primer estudio donde se nombró al componente “Silorano” fue publicado en el año 2000 por investigadores de 3M ESPE, Alemania⁽⁹⁴⁾ y fue el primer acercamiento con este nuevo material, cuya principal característica es que presenta una modificación total en lo referido a la matriz orgánica que compone a las resinas compuestas que tradicionalmente ha sido liderada por la resina en base a Bis-GMA. Si bien, como se mencionó anteriormente, no es la primera vez que se intentan modificaciones de este tipo, vale la pena analizarlo por las buenas características que ha arrojado este nuevo material en los últimos años, en especial en lo que refiere a la contracción de polimerización.

La estructura del siloxano se introdujo para proveerle una naturaleza más hidrofóbica al silorano, lo cual reduce considerablemente la sorción acuosa del medio bucal, mejorando sus propiedades físicas y, a su vez, tienden a absorber menos los colorantes de la dieta, por lo tanto son mucho menos sensibles a la pigmentación exógena.⁽⁹⁷⁾ Hay que destacar que la red de los siloranos se crea debido a la polimerización catiónica (o inducida por un catión), es decir, un proceso de polimerización por apertura de anillos de los oxiranos. Esta polimerización empieza cuando un catión ácido abre un anillo oxirano y genera un nuevo centro ácido (un carbocatión). El anillo de oxirano abierto forma entonces una cadena de dos monómeros multifuncionales.⁽⁹⁵⁾ En la polimerización por apertura de anillo ocurre con una contracción muy baja, mostrando valores de contracción menores al 1%.⁽⁹³⁾ Esta baja contracción representa una ventaja clínica en relación a la formación de brechas marginales que resultarían en el desarrollo de la microfiltración como hemos señalado anteriormente.

Igualmente, los siloranos revelan propiedades físicas comparables a las resinas compuestas basadas en metacrilato y los resultados toxicológicos en general sugieren que los siloranos son biocompatibles.⁽⁹⁶⁾

En el presente trabajo estudiaremos la resina compuesta Filtek^R P90 (actualmente en comercialización), la cual debiésemos clasificarla como una resina microhíbrida por el tipo de relleno que posee.

Su composición porcentual es:

23% Matriz Silorano (orgánica)

76% Relleno

0,9% Iniciadores

0,13% Estabilizadores

0,005% Pigmentos

3.1-COMPONENTES PRINCIPALES DE LOS SILORANOS

a) Matriz orgánica.

Se ha formulado en base a la química de oxirano y siloxano que producen un composite con estrés de contracción menor que otros composites a pesar de tener módulo de elasticidad similar. Se ha demostrado que estos nuevos monómeros producen menor contracción de polimerización que las resinas de dimetacrilato usadas en muchos composites de tipo híbrido, resultando en una disminución del estrés⁽⁷⁶⁾.

El nombre **silorano** deriva de la combinación de sus componentes químicos **siloxano** y **oxirano**. Estos 2 componentes dan origen a la matriz orgánica de la resina compuesta. (Fig. 19)

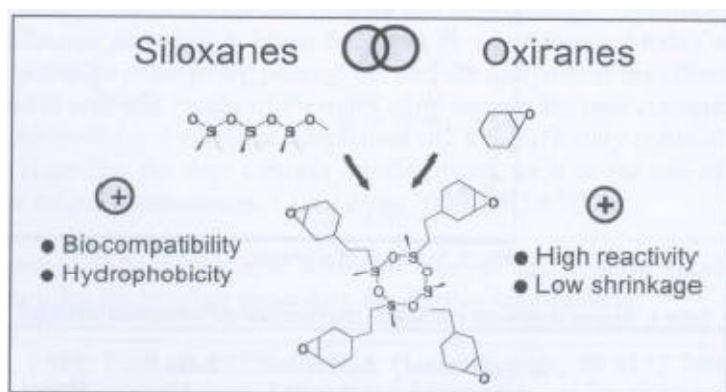


Fig.19. Siloranos: una combinación de Siloxanos y Oxiranos⁽⁹⁴⁾.

La molécula de siloxano fue introducida con el fin de proveer una naturaleza más hidrofóbica como y alo mencionamos, lo cual es muy importante porque la absorción en exceso de agua limita la fuerza física intraoral del composite a largo plazo. Además, los materiales hidrofóbicos tienden a absorber mucho menos las tinciones de la alimentación diaria y son mucho menos sensibles a las tinciones exógenas que los materiales hidrofílicos.

La red de siloranos se genera por polimerización catiónica de apertura de anillo de los grupos funcionales oxirano cicloalifáticos, esto es lo que determina su baja contracción y bajo estrés de polimerización ⁽⁷⁶⁾ (Fig.20)

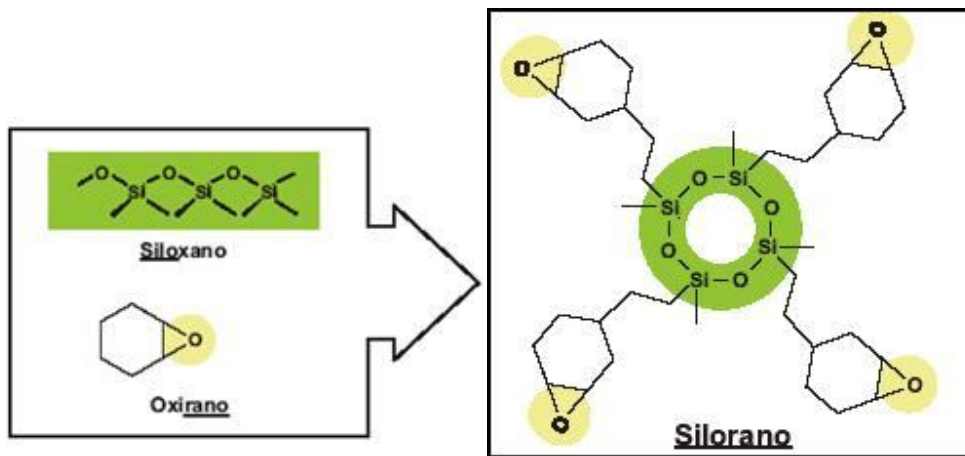


Fig. 20: Construcción química del silorano: siloxano y oxirano

Fuente: información científica, Filtek P90; 3M; página 6

b) Relleno inorgánico.

El cambio químico desde los metacrilatos a los siloranos requirió una capa superficial adaptada de las partículas del relleno. La nueva química de la silanización sólo tiene éxito si el proceso de recubrimiento se realiza perfectamente. En adición a la clásica tarea de la capa de silano en las resinas compuestas en base a metacrilato (hidrofobidad de la superficie de relleno y unión entre el relleno y la matriz orgánica), la capa de silano en las resinas compuestas en base a silorano tiene por función además proteger a la matriz orgánica de sitios reactivos del relleno con el fin de evitar una polimerización prematura (Fig. 25).⁽⁵⁸⁾

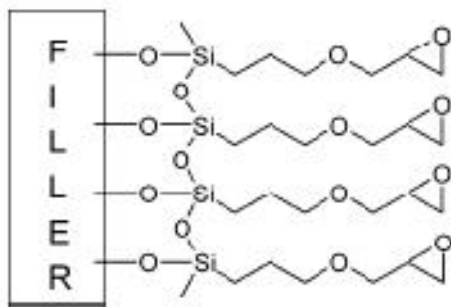


Fig. 25. Capa de silano para la resina de silorano.⁽⁷⁶⁾

La resina compuesta en base a silorano es rellena con una combinación de partículas de cuarzo fino y fluoruro de itrio radiopaco. Se clasifica como una resina microhíbrida con partículas de un promedio de 0.47 micrones⁽⁷⁶⁾ (Figura 26).

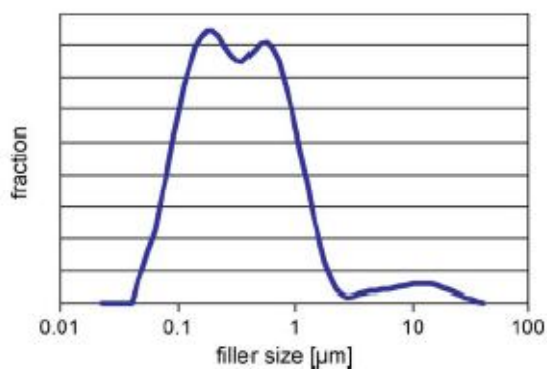


Figura 26. Distribución del relleno en las resinas compuestas en base a silorano⁽⁹⁸⁾

La superficie de cuarzo es modificada con una capa de silano que fue adaptada específicamente a la tecnología silorano con el fin de proporcionar la interfaz de relleno apropiada a la resina. La capa de silano es modificada con una funcionalidad epóxica y es insertada por un proceso de silanización siendo muy similar al usado por las resinas en base a metacrilato. La capa de silano actúa como interfase entre el relleno y la resina facilitando el refuerzo de la resina con las partículas endurecidas del relleno. Una función muy importante de la capa de silano en la tecnología de los Siloranos es prevenir el ataque ácido de los grupos Si-OH del cuarzo, que potencialmente podrían resultar en una iniciación catiónica indeseada del proceso de polimerización ^(76,58,99).

3.2 -MECANISMO DE POLIMERIZACIÓN VÍA APERTURA DE ANILLOS:

El desarrollo de las resinas compuestas en base a silorano fotoactivado fue realizado con un sistema de tres componentes:

1. Una canforquinona
2. Una sal yodonio
3. Un electrón dador.

La canforquinona fue elegida como fotoiniciador dado que el espectro de luz que utiliza es el de las lámparas dentales actuales. En esta reacción, el electrón dador actúa en un proceso redox y descompone la sal yodonio a un catión ácido con el cual se empieza el proceso de polimerización catiónica por apertura de anillos, la cual es **insensible al oxígeno**.⁽⁹⁹⁾

Los tres componentes de este sistema proveen un balance óptimo entre una alta reacción para la polimerización y mejor estabilidad a la luz ⁽⁷⁶⁾ (Fig. 27).

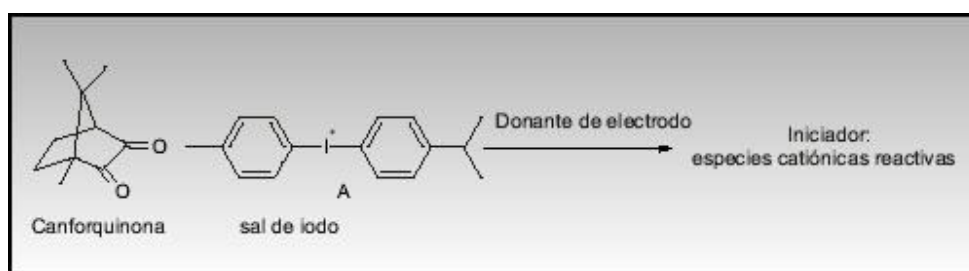


Fig. 27. Sistema de fotoiniciación para la polimerización catiónica. ⁽⁷⁶⁾

Fuente: información científica, Filtek P90; 3M; página 8.

En el caso de las resinas compuestas en base a metacrilatos, la polimerización es realizada por un sistema de dos componentes: una canforquinona la cual actúa como fotoiniciador y una amina terciaria responsable de las reacciones de transferencias de hidrógeno. Este sistema se descompone inmediatamente por la exposición a la luz con una longitud de onda entre 430 y 490 nm generando un estado excitado del sistema fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que inician la polimerización. ^(58,99)

El proceso de fotopolimerización se activa cuando una di-cetona fotosensible como la canforquinona absorbe luz y forma un complejo en estado excitado con una amina donante de electrones. Mientras se encuentra este complejo activado, la canforquinona extrae un átomo de hidrogeno del grupo amina, por lo tanto el complejo se descompone en la amina y radicales libres; estos últimos son rápidamente inactivados. ^(58,99)

Por lo tanto, la mayor diferencia entre el proceso de polimerización de ambos tipos de resinas compuestas anteriormente descritas, es que los metacrilatos son polimerizados mediante intermediarios de radicales libres, en cambio los oxiranos polimerizan vía intermediarios catiónicos. (Fig. 28).

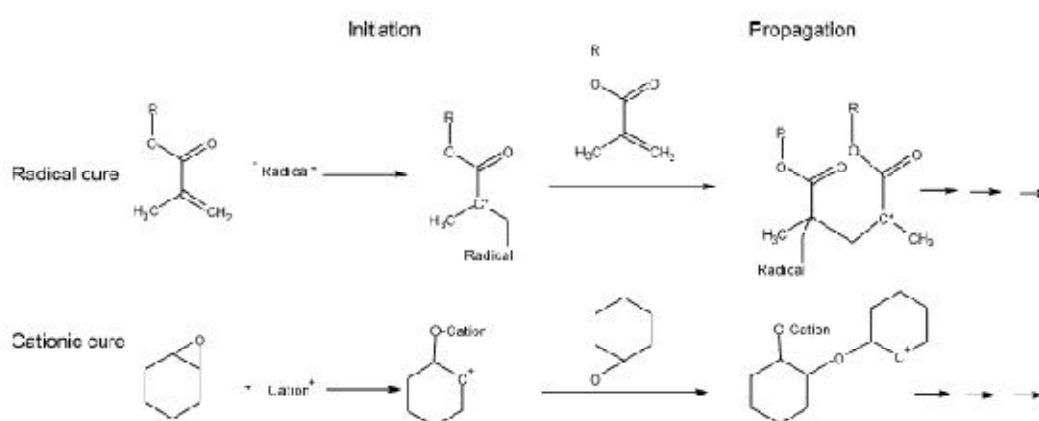


Fig. 24. Comparación entre la polimerización por radicales libres en los metacrilatos y la polimerización catiónica de apertura de anillos en los epóxidos. ^(76,58)

En este sentido la velocidad en la cual ocurre la reacción en los siloranos es menor, debido a su cinética de reacción, puesto que requiere de una masa crítica de cationes reactivos para iniciar la polimerización, según el fabricante “este comportamiento umbral”, permite un mayor tiempo de trabajo y también se le otorga como consecuencia una disminución del stress de polimerización ^(98,99)

En el caso de los siloranos por la presencia de la estructura cicloalifática (en forma de anillo) de los grupos oxiranos, se debe el tipo de polimerización de estos materiales que minimiza la ocurrencia de contracción. Esto sucede porque al activarse los monómeros experimentan un proceso de escisión y apertura de la unión cíclica que los conforma, lo cual, a diferencia de la polimerización lineal que emplean los dimetacrilatos, esto implica “ganancia de espacio” que es lo que fundamenta la contracción volumétrica disminuida de los siloranos. ^(77, 89,98,99) (Fig.29)

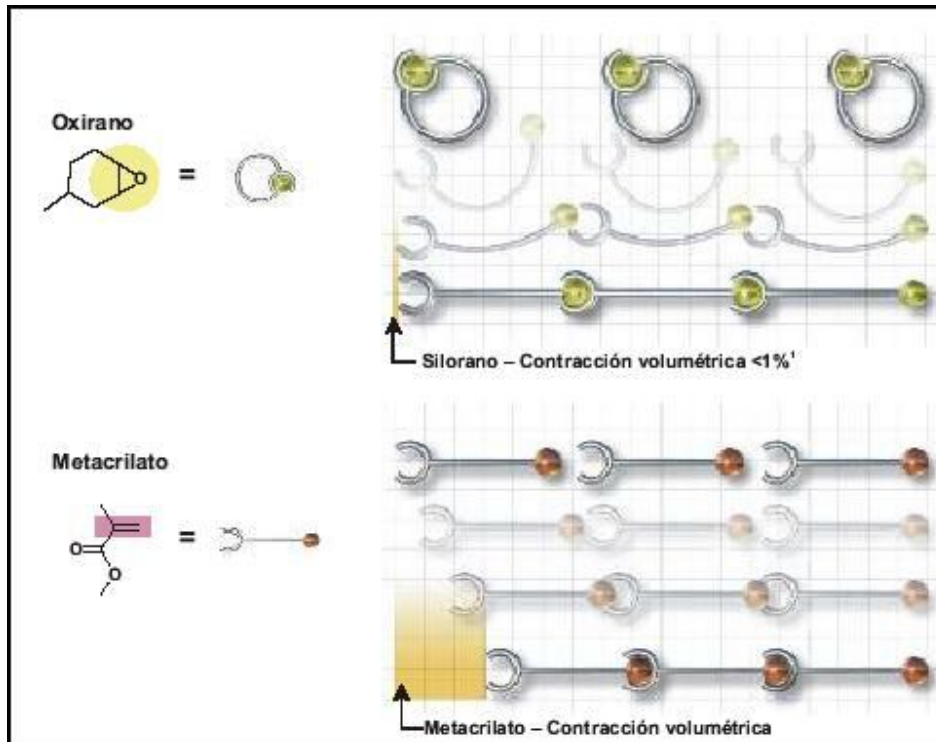


Figura 29. Polimerización vía apertura de anillos y su diferencia con la polimerización lineal⁽⁹⁸⁾

Este se inicia con un catión ácido, el cual abre el anillo de oxirano generando un nuevo centro ácido, un carbocatión. Así obtenemos un centro de propagación en cadena, el carbocatión (átomo de carbono cargado positivamente). Los carbocationes son sumamente inestables, porque el átomo de carbono sólo posee 6 electrones en su capa externa, o sea dos electrones menos de los que todo átomo de carbono posee en su capa externa. Por lo tanto un carbocatión hará todo lo posible para ganar esos dos electrones que faltan. El carbocatión encuentra un par de electrones en el doble enlace de la molécula monomérica más cercana. Entonces el carbocatión toma esos electrones y al hacerlo, establece un enlace simple con la molécula de monómero. Esto también genera otro carbocatión, que a su vez puede reaccionar con otro monómero, al estimular la apertura del grupo epoxi en forma de anillo, luego con otro y así sucesivamente formando una cadena, o en el caso de dos o más monómeros multifuncionales se forma una red^(76, 58, 99). (Figs. 30 y 31).

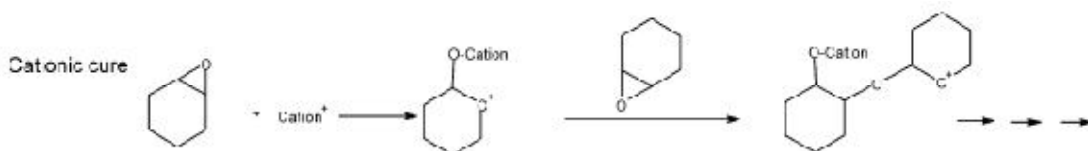


Fig. 30. Sistema de polimerización catiónica de apertura de anillo de los siloranos.⁽⁷⁶⁾

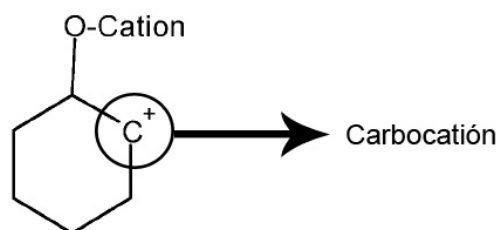


Fig. 31. Carbocatión que permite la unión entre monómeros mediante apertura de anillos. ⁽⁷⁶⁾

3.3- SISTEMA ADHESIVO

Dada la nueva química del material restaurador, se formuló un nuevo sistema adhesivo para permitir su integración con las estructuras dentarias el cual se ha señalado como el único recomendado para el empleo del Filtek P90 (fuente 3M), este sistema consiste en un agente imprimante hidrófilo de tipo autograbante y un adhesivo hidrófobo y altamente viscoso compatible con el material a base de silorano, sin embargo al analizar la composición química del sistema adhesivo pareciera estar basada en la química de los metacrilatos⁽⁹⁹⁾. La presentación comercial de este sistema consta de dos botellas, uno con el agente imprimante y otro con el adhesivo, cada uno de los cuales analizaremos a continuación. (Tabla I).

El fabricante justifica su uso por estimar que es un sistema de baja sensibilidad y señala que proporciona a el restaurador Filtek P90 un adhesivo de auto-grabado, ya que estos adhesivos son conocidos por su riesgo reducido de sensibilidad postoperatoria comparado con los sistemas de grabado total, pero en caso que se estimara grabar el esmalte de forma selectiva, esto se puede hacer.

El sistema adhesivo autograbante específico para resinas compuestas en base a silorano es de dos pasos, es decir, en el primer paso se aplica el primer autograbante sobre el barro dentinario que cubre la dentina. Este tiene la suficiente acidez para grabar más allá del barro dentinario sin remover todos los “*smear plugs*” o dentina peritubular. Además desmineraliza dentina intertubular a una profundidad de 1-1.5 nm. Luego que el solvente se evapora, el primer hidrofílico se fotopolimeriza. El primer está diseñado para sellar la húmeda e hidrofílica superficie de colágeno de la dentina y convertirla en una superficie seca e hidrofóbica para poder unirla con el adhesivo de silorano.^(99, 58) El segundo paso es la aplicación del adhesivo propiamente tal, el cual es fotopolimerizado según las indicaciones del fabricante.

Composición Química	Tipo de adhesivo	Valor de pH
<p>Primer Autograbante</p> <p>Metacrilatos fosforilados Copolimero de Vitrebond Co-monómeros de BisGMA HEMA Agua Etanol Relleno de sílice silanizado Iniciadores Estabilizadores</p> <p>Sistema Adhesivo</p> <p>Dimetacrilato hidrofóbico Metacrilatos fosforilados Monómeros ácidos TEGDMA Relleno de sílice silanizado Iniciadores Estabilizadores</p>	<p>Primer y adhesivo autograbante.</p> <p>Dos pasos</p>	~ 2.7 ⁽⁹⁹⁾

Tabla I. Composición química, tipo de adhesivo y valor de pH del sistema adhesivo de los siloranos.

Fuente: 3M “ Filtek[®] Silorane Low Shrink Posterior Restorative System Product Profile”2007, disponible en http://solutions.3m.co.uk/wps/portal/3M/en_GB/3M-ESPE/dental-professionals/products/category/direct-restorative/filtek-silorane

Agente imprimante autograbadador:

El sistema del agente imprimante autograbante específico para estas resinas, posee un pH de 2,7 y su composición se basa en **metacrilatos fosforilados** como monómeros ácidos, comonomeros de Bis-GMA, HEMA y copolímeros de Vitrebond (cuyo ácido carboxílico provee cierto grado de adhesión química con la hidroxiapatita)⁽⁹⁹⁾.

El sistema solvente consiste de agua y etanol para ionizar los ácidos y para humectar y penetrar los sustratos dentales, el sistema de fotoiniciación está basado en canforquinona.

El agente imprimante también presenta en su composición un relleno manométrico , el cual consiste en sílice tratado con silano cuyo tamaño de partícula es de aproximadamente 7 nm, disperso en forma fina para prevenir la sedimentación y cuya función reside en mejorar la resistencia mecánica y propiedades formadoras de película una vez aplicado⁽⁹⁹⁾.

Debido a su pH, el sistema de Primer autograbante para Filtek P90 proporciona según se fabricante, un grado de desmineralización leve de la estructura dental, pero una adhesión fuerte y durable a través de su patrón de nanograbado, así como también una adhesión química a la hidroxiapatita(presencia de ácido policarboxílico). Así mismo sobre la adhesión en esmalte la misma fuente indica que si el sistema adhesivo es aplicado a esmalte sin corte se recomienda un grabado previo con la aplicación de ácido ortofosfórico, mientras esto no sería estrictamente necesario si es que el esmalte ha sido preparado, sobre este particular estudios recientes sugieren que la fuerza adhesiva puede optimizarse con un grabado ácido previo, selectivamente confinado al esmalte(con valores de hasta 27,7 Mpa⁽¹⁰⁰⁾) lo cual puede explicarse por la mayor penetración intra e inter prismática de los monómeros activos en el esmalte acondicionado^(98,99).

Sobre el desempeño en dentina una vez aplicado en ella se produce una intensa descalcificación intertubular y exposición de la trama colágena⁽⁹⁹⁾ necesaria para su hibridización. Estudios recientes acerca de la infiltración del agente imprimante para esta resina compuesta en dentina exhiben mediante microscopia electrónica de barrido efectiva penetración de los monómeros en ella con la subsecuente formación de tags resinosos de aproximadamente 10 μm ⁽¹⁰⁰⁾ y la formación de una capa híbrida bien definida y de comparable grosor a la observada luego de la aplicación de sistemas autograbantes de un paso^(88,99,100), esto último puede fundamentarse en que el agente imprimante que contiene los monómeros ácidos responsable del grabado es fotoactivado previo a la aplicación del adhesivo, razón por la cual desde el punto de vista de la formación de la capa híbrida, debería compararse con los sistemas de un paso^(99,100, 101). El efecto del grabado ácido previo a la aplicación del agente imprimante autograbante aun requiere mayor investigación^(88,89,99,100), aunque hay reportes que de independiente del empleo de esta técnica o de las indicaciones del fabricante se consiguen valores aceptables de fuerza adhesiva⁽⁸⁹⁾.

Otro aspecto a analizar en cuanto a las propiedades de este agente imprimante es su alto grado de conversión, el cual según un reciente estudio *in vitro*^(101,102), supera el 90% (valor significativamente mayor a otros sistemas autograbantes), disminuyendo hacia la capa adhesiva hidrofóbica a un 70%, esta diferencia podría fundamentarse en la menor viscosidad respecto a la capa adhesiva, lo cual incide en la mayor velocidad de los radicales y movilidad de las cadenas^(101,102), optimizando la cinética de polimerización en consecuencia, una capa híbrida cuyo espesor contenga tags de resina con un alto grado de conversión de sus monómeros podría contribuir en gran medida a la estabilidad interfacial en la unión al sustrato dentinario.^(101,102)

Agente adhesivo:

El sistema adhesivo de este sistema también se basa en la química de los metacrilatos, su composición consta de: metacrilatos hidrofóbicos, metacrilatos fosforilados, TEGDMA y relleno de sílice silanizado. Otros componentes incluirían monómeros ácidos que inician el curado catiónico de apertura de anillo del restaurador Filtek P90, proporcionando de esta forma la adhesión química a la resina compuesta del sistema. El sistema fotoiniciador se basa en la canforquinona.

El relleno de sílice tratado con silano mejora la resistencia mecánica del material y también incide en su alta viscosidad, mayor que la normalmente exhibida por otros sistemas de autograbado de dos pasos. El fabricante justifica esta alta viscosidad en una mayor facilidad de aplicación (“no se cae del pincel y puede dirigirse a voluntad con el chorro de aire hacia donde se desee y además mantenerse en este sitio”^(98,102)), y también señala que el grosor de película formada está en el rango de los observado en otros sistemas autograbantes de dos pasos^(98,101).

Se ha reportado, sin embargo, una tendencia a formar un importante grosor de película, consecuencia probable de su alta viscosidad (y alto peso molecular de sus componentes), lo que debiera tenerse en cuenta en el caso de técnicas indirectas⁽¹⁰⁰⁾.

3.4-Indicaciones

El fabricante indica:

“Filtek^R P90; 2007 es un sistema directo restaurador posterior de baja contracción, está indicado en clase I y clase II, puede ser utilizado junto con cementos de ionomero de vidrio, o ionomero de vidrio modificado con resina, como liners o bases intermedias. Resinas fluidas y compómeros que son adheridos a la sustancia dental, no pueden ser utilizados como liners o bases bajo una obturación con Filtek P90”.

El fabricante indica que no puede utilizarse con resinas fluidas como base cavitaria para este sistema, pero sin embargo este sistema puede utilizarse como base para la colocación de resinas en base a metacrilatos, esto lo justifica en base a la diferencia en sus sistemas de adhesión a sustancia dentaria. Además indica que no debe humedecerse el instrumento de colocación con el adhesivo, ya que alteraría las propiedades del material. Se presenta en tonos radiopacos en los colores A2, A3, B2 y C2.

3.5-Compatibilidad entre siloranos y metacrilatos

Aun son escasos los estudios al respecto⁽⁹⁹⁾ pero podríamos señalar lo siguiente:

Los siloranos exhiben una ausencia de la capa inhibida a diferencia de los dimetacrilatos, por lo que la unión entre las distintas capas se debería a la reactividad intrínseca del material⁽¹⁰³⁾, a pesar de esto, el fabricante informa la factibilidad de reparación de los siloranos con resinas en base a la química de los metacrilatos y viceversa, con el uso de un adhesivo apropiado, señalando que los adhesivos convencionales(diferentes al sistema Filtek^RP90), se pueden usar para unir resinas de dimetacrilatos a los siloranos una vez polimerizados.^(98,99)

Podríamos deducir que lo anterior tiene su base ya que el sistema adhesivo específico se basa en la química de los metacrilatos^(98,99), por lo que debiera existir compatibilidad. El fabricante señala que el adhesivo posee un monómero hidrofóbico bifuncional que enlazaría a éste a la matriz de siloranos, pero el mecanismo no es del todo conocido en detalle^(98,99), algunos estudios señalan que es preciso de la existencia de metacrilatos fosfatados para que esto ocurra^(89,99,103). El grupo fosfato reacciona con el oxirano presente en el silorano, mientras el metacrilato es afín con los metacrilatos, siendo así posible la unión entre estas dos resinas^(98,99), la presencia de este componente fosfatado está explicitado por el fabricante⁽⁹⁸⁾.

DISCUSION

Debido a que la contracción de polimerización de las resinas compuestas representa un inconveniente para su comportamiento clínico⁽¹⁰³⁾, la nueva tecnología en base a silorano se ha enfocado a solucionar este problema.

A pesar de ser un producto reciente, varias investigaciones han puesto interés en cuantificar los valores de contracción de polimerización de este tipo de resinas compuestas, así como también en compararlos con las resinas en base a metacrilato.

En el año 2004 un estudio realizado por Ernst et al. midieron la tensión generada durante la contracción de polimerización de varias resinas compuestas, entre ellas, tres resinas experimentales de baja contracción en base a silorano y oxirano, midiendo los resultados en base a métodos fotoelásticos. Los resultados de este estudio demuestran que los valores más bajos de estrés de contracción corresponden a las resinas experimentales en base a silorano.⁽¹⁰⁴⁾, así mismo en el año 2005 Weinmann et al. en el año 2005 miden la contracción de la resina compuesta en base a silorano y de otras resinas convencionales⁽⁷⁶⁾. La contracción volumétrica del compuesto de Silorano fue determinada entre 0.94 % y 0.99 %, claramente un rango de valores más bajo que el observado para los otros materiales investigados (Tetric, Spectrum, Filtek 250, Quix fill, Aelite). Otra investigación del mismo año guiada por Asmussen et al. comparó un composite experimental en base a Silorano denominado HERMES de 3M ESPE, con 4 composites en base a metacrilato de distintas marcas comerciales⁽⁷⁷⁾. El estudio indicó que el silorano tiene una contracción menor que las resinas compuestas en base a metacrilato con las cuales se comparó, bordeando cifras del 1% de contracción de polimerización, resultados que concuerdan con los estudios de Ernst y Weinmann, respecto a la baja contracción de estos sistemas de composites, se desprende además del estudio que no hay una diferencia significativa en la contracción de polimerización del composite Hermes con una exposición a la luz de 20 y de 40 segundos, lo que indica que una exposición de 20 segundos sería suficiente para otorgar un curado óptimo en este tipo de resinas, se debe destacar respecto a esto último que se realizó en una resina experimental y no la que está en el mercado actualmente, en el presente trabajo no se encontró más evidencia que sustente esas conclusiones respecto a los tiempos de curado. Otros estudios en los años 2006-2009 concluyen también que estas nuevas resinas presentan una baja contracción además de propiedades similares las basadas en la química de los metacrilatos^(105,106,107), sin embargo agregan que deben de todas maneras aplicarse estrategias de curado apropiadas debido a lo que llaman estrés debido a la contracción térmica⁽¹⁰⁵⁾.

Respecto al stress de contracción se concluye en varios estudios que la utilización de este material presenta menos estrés por contracción de polimerización, el fabricante señala que este producto presenta una transición más tardía al punto gel que otras resinas, lo que podría explicar esta afirmación.⁽⁹⁸⁾

Otros estudios concluyen lo mismo respecto a la interfase adhesiva, utilizando el sistema adhesivo para el sistema de siloranos de 3M, resultando que en el grupo utilizado en conjunto con los siloranos presenta los menores valores de stress.⁽¹⁰⁸⁾

En el presente trabajo se encontró un estudio⁽¹⁰⁹⁾ que genera controversia respecto a las afirmaciones ya señaladas en el cual la resina restauradora de Haereus Kulzer, Venus Diamond, presenta mejor desempeño frente al estrés de contracción y concluye que solamente reduciendo la contracción de polimerización de la resina no se logra como consecuencia una significativa reducción del stress por contracción. Esto tiene sentido ya que este fenómeno debe estudiarse y analizarse con los distintos factores que le influyen. Un estudio reciente (2011) concluye que a pesar de la baja contracción de polimerización de estas resinas, esto no es suficiente, ya que se ve igualmente afectada por el factor C al igual que las resinas basadas en dimetacrilatos⁽¹¹⁰⁾. Otro estudio del año 2010 concluye la baja contracción que presentan estos materiales en el que nuevamente se menciona la resina Venus Diamond, basada en uretanos, con valores de stress reducidos en este estudio similares a la resina Filtek basada en siloranos.

Respecto a otras propiedades físicas, como las mecánicas, los estudios concluyen que presentan un desempeño aceptable y comparable a las resinas tradicionales^(58,99), presentando además buen comportamiento al pulido, aunque se ha publicado en algunos estudios que presentan una menor resistencia al desgaste y compresiva frente a resinas como el Heliomolar, y menor dureza Knoop, lo que no deja de ser importante ya que este material restaurador se indica para el sector posterior.⁽¹¹⁶⁻¹¹⁸⁾

Furuse en el año 2008 comparó la estabilidad del color y brillo de varios composites, entre ellos los siloranos⁽¹¹¹⁾. Sometió restauraciones a un envejecimiento acelerado in vitro, cuantificando los cambios mediante medidores de la capacidad de reflejar la luz y a comparaciones de color con instrumentos especializados. En todos los materiales analizados se encontró una relación directa entre el cambio de color y el tiempo de envejecimiento, es decir, todos los materiales experimentaron cambios en sus propiedades colorimétricas. Se produce un oscurecimiento de la restauración que va desde la gama de los amarillos a los verdes en la escala de color. Sin embargo, el Silorano mostró la menor variación⁽⁵⁸⁾.

Este material además presenta muy buena fotocurabilidad, Stefan y Vandewalle, en el año 2010 estudiaron in vitro esto a distintas distancias del aparato emisor de luz de curado y midieron su dureza en las distintas muestras utilizadas. El 80% de las muestras resultaron con una dureza aceptable tanto a distancias de irradiación de 4mm y de 6mm.⁽¹¹²⁾

Se ha demostrado también que los siloranos tienen una alta estabilidad a la luz, lo que puede ser explicado por el sistema de iniciación ternaria que presentan, en la que es necesario la generación de especies activas para el proceso de iniciación. Antes que la polimerización empiece, se requieren 2 reacciones con 2 intermediarios. Para estas reacciones previas se necesitan 3 componentes: canforquinona, sal yodonio y electron dador. Por lo tanto, es posible

obtener simultáneamente un balance entre estabilidad a la luz ambiental y alta reactividad, a diferencia de lo que ocurre en los composites en base a metacrilato que poseen sólo 2 componentes en su sistema iniciador. ^(58,76)

Se ha determinado también que las resinas compuestas basadas en silorano tienen menor absorción de agua, menor solubilidad y menor coeficiente de difusión que las resinas convencionales. Además mostró tener estabilidad mecánica después de ser sometido a varios solventes como agua, saliva y alcohol ⁽⁹⁷⁾.

Se ha demostrado también la biocompatibilidad de los siloranos ⁽¹¹³⁾ ya que estos presentan un bajo potencial mutagénico, conclusión señalada en un estudio de Schweikl et al., del año 2004.

La resina en base a silorano ha mostrado además, valores bajos de colonización bacteriana respecto a otras resinas compuestas. En el estudio dirigido por Buegers en el año 2008 se comparó la capacidad de adhesión bacteriana en composites convencionales y en composites en base a silorano. Las bacterias formadoras de película adquirida temprana estudiadas fueron *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguis*, *Streptococcus oralis* y *Streptococcus gordonii*. Mediante la utilización de un colorante fluorescente se observó la capacidad colonizadora de las bacterias en la superficie de la restauración. La resina en base a silorano, mostró los valores más bajos de colonización bacteriana en los cuatro grupos de bacterias. ⁽¹¹⁴⁾

Por otro lado un estudio publicado en el año 2011 concluye que no existe diferencias significativas en el grado de adherencia bacteriana a la superficie de los siloranos respecto a otra resina (Synergy D6) ⁽¹¹⁵⁾.

Actualmente existe escasa evidencia sobre el funcionamiento de los adhesivos de siloranos tanto in vitro como clínico. El gráfico 1 muestra un estudio realizado por 3M ESPE en año 2007 respecto del ajuste marginal antes y después de una masticación simulada de distintos composites/adhesivos los cuales fueron comparados con el silorano y su sistema adhesivo. (3M ESPE, 2007). Los resultados de este estudio muestran que el silorano con su adhesivo presentan márgenes casi 100% perfectos.

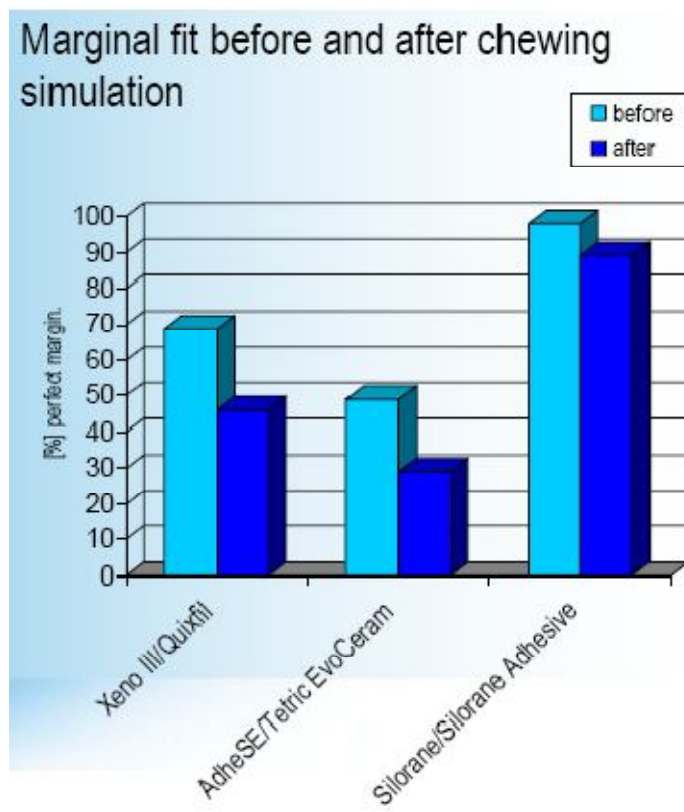


Gráfico1. Ajuste marginal antes y después de masticación simulada (3M ESPE).

Al igual que lo publicado por 3M respecto a su producto un estudio del año 2011, concluye una excelente adaptación marginal a cavidades dentinarias respecto a las resinas como Ormocer y Tetric Ceram usando sus respectivos adhesivos, presentando los siloranos la mejor adaptación luego de ser sometidos a termociclado y analizado las muestras con microscopía metalográfica ⁽¹¹⁹⁾.

Con respecto a la **microinfiltración** en el año del 2008 se publicó una investigación en la que se comparaba la microinfiltración de distintos tipos de sistemas adhesivos, tanto autograbantes como de grabado total. Se concluyó que el adhesivo en base a silorano, acorde a su naturaleza hidrofóbica, junto con el adhesivo convencional marca Optibond FL (Kerr) presentaban una capa de adhesivo sin microinfiltración ni presencia de “*water trees*” (ramificaciones con forma de rama de árbol), las cuales se asocian a absorción de agua ⁽⁴⁸⁾.

Por otro lado los investigadores Santini y Mislenic compararon la capa híbrida formada por diferentes adhesivos (tanto autograbantes como de grabado total), con sistema adhesivo en

base a silorano. Se demostró mediante microscopía electrónica de barrido y confocal que la capa híbrida de los adhesivos de silorano es más delgada que los en base a metacrilato analizados en el estudio ⁽⁸⁸⁾. Sin embargo no se estudió si esto influye en su fuerza adhesiva, por lo que aún faltan estudios para comprender de mejor forma las características de este tipo de adhesivo.

En el año 2006 Yamazaki compara la microfiltración de una resina experimental en base a silorano llamada Hermes (3M ESPE), con la de un composite de nanorelleno (Filtek Supreme) y la de un composite Híbrido (Tetric Ceram) en cavidades clase I, utilizando un método de penetración con tinte de azul de metileno, concluyendo que todos los sistemas restauradores presentaron microinfiltración, independiente de la técnica de obturación y las cargas mecánicas de ciclado, sin embargo, la técnica incremental redujo significativamente la microinfiltración comparada con la técnica en bloque, independiente al material restaurador utilizado. En el caso de aplicar cargas se afecta *significativamente* las restauraciones con técnicas incrementales, excepto en el sistema Hermes ⁽¹²⁰⁾; independiente del sistema de obturación y sus sistema adhesivo presento menor microinfiltración que los otros. De todas formas ningún material presento ausencia de esta.

En el año 2010, con motivo de un seminario de tesis de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, se estudio *in vitro* el grado de microinfiltración de la resina Filtek P90^R, utilizando distintos adhesivos, el recomendado por el fabricante, Singlebond y Adper Se plus, todos de la fábrica 3M. Se utilizaron 60 dientes y se dividen en tres grupos, y se sometieron a un termociclado. Se estudio el grado de micro infiltración usando como marcador azul de metileno al 1% y se concluyo que hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, siendo favorable al adhesivo específico, y no presentando diferencias respecto a los otros dos sistemas adhesivos⁽⁹⁹⁾. Un año antes, con motivo de un seminario de tesis de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso, se realiza un estudio que tiene como objeto comparar *in vitro* la microinfiltración producida en restauraciones de resina compuesta de baja contracción en base a silorano v/s resina en base a metacrilato, mediante lupa estereoscópica. Se estudiaron 34 dientes que se dividieron en dos grupos los cuales fueron preparados. Un grupo se restauo con FiltekP90^R, con su adhesivo específico y el otro grupo con Filtek Z250 con el sistema adhesivo AdperTM SE Plus del mismo fabricante. Las muestras fueron sometidas a termociclado, cortadas y se uso como marcador también azul de metileno al 1%, y luego se observan con lupa estereoscópica midiéndose la micro infiltración dando resultados de favorables a la resina en base a siloranos⁽⁵⁸⁾.

Respecto a su sistema adhesivo se ha demostrado en un estudio a un año, una adecuada impermeabilidad de este e integridad de la capa híbrida formada, además se observo la capacidad de disolver hidroxiapatita, debido a la acidez de este y a la presencia del copolímero de ácido poliacrílico que tiene su composición ⁽¹²¹⁾.

Respecto a su reparabilidad se menciona en dos estudios que se obtienen mejores resultados con la utilización de un silano previo a la colocación del adhesivo y capas de reparación de la restauración . Siendo desventajoso el uso del agente imprimante entre estos pasos y al reparar silorano con una resina en base a metacrilatos la mejor opción es el uso de un silano previamente.^(122,123)

Los siloranos son materiales muy recientes por lo que aún estudios clínicos en publicaciones científicas son escasos. En la IADR 2007 se presentó un estudio clínico de los siloranos, llamado *“Un año de “seguimiento” de un innovador composite en base a silorano para dientes posteriores”* realizado por Chan y Browning el 2004. Este estudio tuvo como objetivo evaluar el comportamiento clínico de un silorano experimental de restauración (Hermes/3M ESPE), en comparación a otra resina de restauración para dientes posteriores (QuiXfil/ DENTSPLY).⁽¹²⁴⁾

Como conclusión después de un año, todas las restauraciones se han conservado y mostraron resultados excelentes y aceptables. Todos los rellenos de Filtek silorano en combinación con un sistema adhesivo experimental para silorano (Hermes bond) se mostraron excelentes y aceptables.

Otro estudio presentado recientemente llega a las similares conclusiones , estudiándose 100 restauraciones a dos años en Inglaterra.⁽¹²⁵⁾

CONCLUSIONES

La resina compuesta en base a silorano tiene una significativa baja contracción de polimerización en comparación con las resinas compuestas en base a metacrilato debido al sistema de apertura de anillo que generaría una contracción menor y también presenta optimos valores de stress de contracción, según lo revisado en este estudio en la evidencia publicada.

Esta resina presenta además propiedades físicas similares comparables a las resinas en base a metacrilatos, así también en cuanto a su biocompatibilidad y estabilidad.

Filtek P90^R, debiera ser manipulado según las indicaciones que señala el fabricante, lo cual está sustentado en la evidencia científica revisada en este trabajo.

Los materiales restauradores en base a siloranos presentan excelente adaptación marginal y menor micro infiltración comparándolos con las resinas en base a metacrilatos.

El sistema adhesivo de dos pasos autograbante de Filtek P90^R, presenta un desempeño óptimo, en cuanto a su integridad, valores de resistencia adhesiva y sellado en la unidad diente /restauración.

Se necesitan más estudios clínicos y a largo plazo, ya que la mayoría de los estudio publicados son in vitro, esto debido a el poco tiempo que lleva este material en la Odontología Restauradora, lo cual limita la toma de decisiones para su uso en la práctica clínica.

SUGERENCIAS

Dada la cada vez más acelerada evolución en los últimos años de la tecnología de los materiales dentales , es necesario realizar revisiones y estudios acerca de las nuevas alternativas restauradoras que nos presenta el mercado odontológico. Dada la rapidez con que los nuevos materiales se presentan en el mercado es necesario revisar y realizar estudios acerca de ellos, con el objeto de refutar o corroborar las indicaciones que nos presentan los fabricantes, a este respecto y en referencia a lo revisado en este trabajo acerca de las resinas compuestas en base a siloranos se afirma lo siguiente:

Se requiere de más estudios que sustenten la evidencia revisada en este trabajo tanto in vitro , in vivo , como de largo plazo. Para asegurar una la masificación de estos materiales en la práctica clínica diaria.

Se debe investigar más acerca de las propiedades y desempeño de su sistema adhesivo , ya que la información acerca de este, sus componentes y mecanismos de adhesión aún es escasa .

Se sugiere realizar investigaciones acerca del comportamiento de este material frente a distintas situaciones clínicas y en distintas aplicaciones para así estimar si su uso puede extenderse más allá de lo indicado por el fabricante , posibilitando su evolución en el futuro a nuevos y más sistemas de resinas compuestas de baja contracción.

Referencias bibliográficas:

1. Brown P., Nicolini S., Onetto J.E. “Caries”, Universidad de Valparaíso, Chile, 1991, 140-148. Cap.11 “Epidemiología de la caries”.
2. Moncada C. Gustavo, Urzúa A. Iván, “Cariología Clínica: bases preventivas y restauradoras”, Santiago, Chile 2008 20-181 Cap. 1; 173-181 Cap.9
- 3..Bowen R. L. Dental filling material comprising vynil silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidel methacrylate. (1962). US Patent 3000, 112.
4. Henostroza G. (2003) “Adhesión en Odontología Restauradora”. Editora MAIO. Curitiba, Brasil, 454 p.pags. 69,102-114 Cap.3.
5. Craig Robert G., O'Brien Williams J., Powers John M., “Materiales dentales” 6ta Edición. Editorial Hartcourt Brace, Madrid, España 1996 294 p. 55-70 Cap.4 “Materiales para restauraciones estéticas directas”.
6. Rie Kurokawa, Finger J Werner, Hoffman Marcus, Tatsuo Endo, Masafumi Kaneheira, Masashi Komatsu, Atsufumi Manabe, “Interactions of self-etch adhesives with resin composites”, Journal of Dentistry 2007,35: 923-929.
7. Gordon J. Christensen. “Remaining challenges with Class II resin-based composites restorations” J Am Dent assoc 2007, 138(11): 1487-1489.
8. Weinmann Wolfgang, Thalacker Christoph, Guggenberger Rainer, “Siloranes in dental composites”, Dental Materials 2005, 21: 68-74
9. Braga R. R., Ferracane J, “Alternatives in polymerization contraction stress management”, Crit Rev. Oral Biol. Me 2004, 15(3): 176-184
10. O.Steenbecker, Filho G Wilson, da Souza Costa Carlos A, Uribe Echeverria J. Ed. Universidad de Valparaíso, Chile, 2006“Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva”.
11. ADA Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. JADA, (2003); Vol. 134, 463-472.
12. Anusavice K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004).
13. Mc Cabe J. Kagi S. Mechanical Properties of a composite inlay material following post-curing. Br. Dent J. (1991); 246-248.

14. Sabbagh, J. Ryelandt, L. Bachérius, L. Biebuyck, J. Vreven, J. Lambrechts, P. Leloup, G. Characterization of the inorganic fraction of resin composite. *Journal of Oral Rehabilitation*. (2004). 31; 1090-1101.
15. Lutz F, Phillips R. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. (1983) 50(4):480-488.
16. Bayne, C. Perspective: Our future in restorative dental materials. *J. Esthetic Dent*. (2000); 12:175-183.
17. Yin R. Heiss M. Sharp L. Suh B. Development and physical properties of a new low shrinkage composite. *J. Dent. Res*. (2002). 80: 514.
18. Geraldi, S. Perdigão, J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *J. Dent. Res*. (2003); 81:127-65
19. Rueggeberg F. Caughman W. Curtis J. Davis H. Factors affecting cure at depths within light activated resin composites. *Am J. Dent*. (1993); 6:91-95.
20. Willems G. Lambrechts P. Braem M. Celis J. Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*. (1992) Sep;8(5):310-9.
21. Bayne S. Taylor D. *Arte y ciencia Operatoria dental*, tercera edición. Harcourt Brace. Madrid, (1999).
22. Phillips, R. Avery, D. Mehra, R. Swatz, M. McCone, R. Observations on a composite resin for class II restorations: Three-years report. *J. Prost. Dent*. (1973); 30(6):891-897.
23. Belvedere, P. Posterior composites experiencing growth trend. *Dentistry Today*. (1999); 18(3). 44: 46-47.
24. Tveit, A. Espelid, I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defect in connection with radiopaque composite fillings. *Dent. Mter* (1986); 2: 159-162.
25. Lang, B. Jaarda, M. Wang, R. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil*. (1992); 19: 569-584.
26. Bayne, C. Perspective: Our future in restorative dental materials. *J. Esthetic Dent*. (2000); 12:175-183.
27. Miyasaka, T. Effects of shape and size of silanated fillers on mechanical properties of experimental photo cure composite resins. *J. Dent materials*. (1996); 15: 98-110.

28. Braga R. Ballester R. Ferracane J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* (2005) ;21: 962-70.
29. Wakefield C. Kofford K. "Advances in restorative materials". *Dent Clin North Am.* 2001; 45:7-29.
30. Lutz F. Krejci I. Oldenburg T. "Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: A new restorative technique". *Quintessence Int* (1986); 17: 777-784.
31. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int.* (1994);10:659-677.
32. Yin R. Heiss M. Sharp L. Suh B. Development and physical properties of a new low shrinkage composite. *J. Dent. Res.* (2002). 80: 514.
33. Geraldi, S. Perdigão, J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *J. Dent. Res.* (2003); 81:127-65.
34. Stefanello Busato Adair L. *Odontología Restauradora y estética, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, São Pulo.* (2005).
35. Soderholm K. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* (1981);60:1867-75.
36. Kreulen C. Van Amerongen W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. *J Dent. Child.* (1991); 58:109-123.
37. Leinfelder K. Wilder A. Jr. Teixeira L. Wear rates of posterior composite resins. *J Am Dent Assoc* (1986); 112: 829-833.
38. Flowable resins-status report no. 1. *Clin Res Associates Newsletter* (1997); 21(2):1.)
39. Chapman R. Nathanson D. Excessive wear of natural tooth structure by opposing composite restorations. *J. Am Dent. Assoc.* (1983); 106:51-53.
40. Burgogne A. Nicholls J. Brudvik J. In vitro two-body wear of inlays-onlays composite resin restoratives. *J Prosthet Dent.* (1991); 65:206-214.
41. Kreulen C. Van Amerongen W. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. *J Dent. Child.* (1991); 58:109-123.
42. Craig, R. *Materiales de Odontología Restauradora. Décima edición.* Editorial Harcourt Brace. Madrid. España. (1998).

43. Leinfelder, K. Using composite resin as a posterior restorative material. *JADA*. (1991); 122:65.
44. Soderholm, K. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *J. Dent. Res.* (1984); 63:1321.
45. Chains, B. Polymers in the service of prosthetic dentistry. *J. Dent.* (1984); 12:203.
46. Baratieri L. *Procedimentos preventivos y restauradores*. Chicago Quint. Books, (1989).
47. Hu, X.- Marquis, M. Shortall, C. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *J. Oral Rehabil.* (2003); 30:729737.
48. Mandarino F. Estudo comparativo das partículas de carga de diferentes tipos de resinas compostas. *E. A. P.*, v 3, 27-31. (1989).
49. Miyagawa, Y. Powers, J. Prediction of color of an esthetic restorative material. *J. Dent. Res.* (1983);62:581.
50. Dennison, J. Powers, J. Koran, A. Color of dental restorative resins. (1978); 57:557.
51. Feilzer A. De Gee A. Davidson C. Setting stress in composite restorations in relation to the configuration of the restoration. *J. Dent. Res.* (1987); 66: 1636 - 1639.
52. Braga R, Ferracane J. Alternatives In Polymerization Contraction Stress Management. *Crit. Rev. Oral. Biol. Med.* (2004); 15(3): 176 - 184.
53. Manhart, J. Garcia, F. Hickel, R. Direct posterior restoration: Clinical result and new developments. *J. Dent. Cli. N. Am.* (2002); 46:303-339.
54. Chen, H. Manhart, J. Hickel, R. Kunzelmann, K. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* (2001); 17: 253-259.
55. MJOR I., Toffeneti F. “ Secondary caries; A literature review with case reports”. *Quintessence International* 2000: 3: 165-179
56. Gladys S. et al. “ Microleakage of adhesive restorative materials”. *American Journal of Dentistry* 2001: 14(3): 170-176.
57. Batista E. “ Effect of the cavity configuration on the marginal microleakage of esthetic restorative materials. *Am J. Dent* 2003; 16(3): 211-214

58. Ghidini M.G., Rivera E. M., “Estudio comparativo *in vitro* de la microinfiltración producida en restauraciones de resina compuesta de baja contracción en base a silorano v/s resina en base a metacrilato”. Seminario de Tesis, Universidad de Valparaiso. 2009.
59. Perdigao J. “New developments in dental adhesión” *Dent Clin North* 2007, 51(2): 333-357.
60. Deliperi S, Bardwell D “An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations” *J Am Dent Assoc* 2002; 133; 1387-1398
61. Fraunhofer JA, et al. “The effect of tooth preparation on Microleakage Behavior”. *Operative dentistry* 2000; 25: 526-533.
62. Ferracane J. (2005) “Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization”. *Dental Materials*. Volumen 21, suplemento 1, pp. 36-42.
63. Yoshikawa T., Sano H., Burrow M.F., J. Tagami “Effects of Dentin Depth and Cavity Configuration on Bond Strength” *J. Dent Res.* 1999; 78;898.
64. Zhengdi Hea, Yasushi Shimada, Junji Tagami “The effect of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities” *Dent. Mater* 2007 ;23: 533-538.
65. Davidson Cl. “Resisting the curing contraction with adhesive composites” *J Prosthet dent* 1986; 55:446-7
66. Lutz F., Krejci I., Barbakow F. “Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations.” *Dent Mater* 1991;7(2):107-113
67. Maan M. Nayif, Masatoshi Nakajima, Richard M. Foxton, Junji Tagami “Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique” *Journal of Dentistry* 2008; 36: 228-234.
68. Liebenberg WH. “Successive cusp build-up: an improved placement technique for posterior direct resin restorations”. *J Can Dent Assoc* 1996; 62: 501-7
69. Nikolaenko SA., Lohbauer U., Roggendorf M., “Influence of C-factor and laying technique on microtensile bond strength to dentin” *Dent Mater* 2004; 20:579-85.
70. Sahafi A., Peutzfeldt a., Asmussen E. “Effect of pulse – delay curing on *in vitro* wall-to-wall contraction of composite in dentin cavity preparations”. *Am J Dent* 2001;14:295-6.
71. Sarmiento J. Apuntes clases sobre adhesión en resinas compuestas. Especialización en Odontología Restauradora Estética. Universidad de Valparaiso.2008.

72. Dimitris papadogiannis Kakaboura, George Palaghias, George Eliades “ Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites”, *Dent Mater* 2009 25: 1509-1516.
73. Braem M, Lambrechts P., Van Doren V., “ The impact of composite structure on its elastic response” *J Dent Res* 1986,65(5):648-652.
74. Hervas-Garcia A., Martinez-Lozano M., Cabanes-Vila J., Barjau-Escribano A., Fos-Galve P. (2006) “*Composite resins. A review of the materials and clinical indications*”. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*. Volumen 11, suplemento 2, pp. 215-220.
75. Sakaguchi R., Wiltbank B., Murchison C. (2005) “Cure induced stresses and damage in particulate reinforced polymer matrix composites: a review of the scientific literature”. *Dental Materials*. Volumen 21, suplemento 1, pp. 43-46.
76. Weinmann, W. Thalacker, C. Guggenberger, R. Siloranes in dental composites. 3M ESPE, Seefeld, Germany. *Dent Mater*. (2005); 21: 68-74.
77. Asmussen E., Peutzfeldt A. (2005) “Polymerization contraction of a silorane-based resin composite and four methacrylate-based composites”. *European Cells and Materials*. Volumen 10, suplemento 4, p. 8
78. Stansbury, J. Synthesis and Evaluation of New Oxaspiro Monomers for Double Ring Opening Polymerization. *Journal of Dental Research*. (1992); 71(7):1408 - 1412.
79. Byerley, P. Millich, L. Synthesis and polymerization of new expanding dental monomer. *Dental Materials*. (1992); 8(6): 345 - 350.
80. Eick, E. Chappell, Y. Chappelow, R. Properties of expanding SOC/epoxy copolymers for dental use in dental composites. *Dental Materials*. (1992); 9:123-127.
81. Krenkel, T. Bowles, B. Determination of polymerization shrinkage stress in low shrinkage epoxy resins resins. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:315. Abstract n° 1678
82. Kaufman, K. Chappelow, W. Determination of polymerization and darkcurein epoxy/polyols by FTIR. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:371. Abstract n° 2126.
83. Bertoldi, A. Ormoceros. Una nueva posibilidad en Odontología Restauradora. (2006). Disponible en: <http://www.red-dental.com/ot004401.htm> .
84. Dickens, D. Stansbury, J. Floyd, L. Effects of chemical composition on cure properties of dental resins. *Journal of Dental Research*. (1999); 78:287. Abstract n° 1456.

85. Chain M.; Baratier I L; "Restauraciones estéticas en dientes posteriores" , 1^{era} Edición, Editora Artes Medicas Ltda, 2001.
86. Van Dijken JWV. (2000) "Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up". Journal of Dentistry. Volumen 28, pp 299-306.
87. Theodore M. Roberson, Harald O. Heymann, John R Studervant. "Operatoria dental. Arte y Ciencia" Ed. Harcourt Brace, Madrid. 1999.
88. Ario Santini, Vesna Miletic. "Comparison of the hybrid layer formed by silorane adhesive, one step self – etch and etch rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM ", Journal of Dentistry 36: 683- 691, 2008.Abstract.
89. Sillas Duarte Jr, Ana Carolina Botta, Jin-Ho Phark, Avishai Sadan." Propiedades mecánicas y físicas y aplicación clínica de un nuevo composite de baja contracción". Quintessence (ed. esp.) Volumen 23, Número 7, 2010.297-304
90. Nakabayashi et al.The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into thooth substrates. J.Biomed Mater Res, 1982; 16: 265-73.
91. Nakabayashi, Pashley. Hibridation of dental hard tissue. Tokio Quintessence Publishing. Ed C.O, Limited 1998.
92. Rosales-Leal (2007) "Microleakage of class V composite restauration placed with Etch-and-Rinse and Self-Etching adhesive before and after thermocycling"Journal of Adhesive Dentistry. Volumen 9, pp 255-259.
93. Weinmann, W. Thalacker, C. Guggenberger, R. Siloranes in dental composites. 3M ESPE, Seefeld, Germany. Dent Mater. (2005); 21: 68-74.
94. Guggenberger R, Weinmann W. "Exploring beyond methacrylates". Am J Dent 2000;13:82D-84D
95. Ferracane J. New polymer resins for dental restoratives. Operative Dentistry. Supplement (2001); N° 6:199-209.
96. Sengun A. Schweikl H. Hiller K. Ozer F. Schmalz G. Cytotoxicity of a Silorane-Based Composite in a Dentin Barrier. Test Selcuk University, Konya, Turkey, Department of Operative Dentistry and Periodontology. University of Regensburg. Germany. 2004.

97. Eick J., Smith R., Pinzino C., Kostoryz E. (2006) "Stability of silorane dental monomers in aqueous systems". *Journal of Dentistry*. Volumen 34, suplemento 6, p. 405-410.
98. 3M "Filtek Silorane Low Shrink Posterior Restorative System Product Profile" 2007, disponible en http://solutions.3m.co.uk/wps/portal/3M/en_GB/3M-ESPE/dental-professionals/products/category/direct-restorative/filtek-silorane.
99. Barrientos G. "Estudio comparativo in vitro del sellado marginal de restauraciones realizadas con resina compuesta a base de siloranos al utilizar su adhesivo específico y dos adhesivos convencionales, uno grabado/lavado y otro autograbante". Seminario de Tesis. Universidad de Chile. 2010.
100. Cabral Ricardo Juan, Mazzola Ignacio. "Capacidad de penetración del adhesivo Adper Silorano en dentina humana", *RAOA* 2009, vol 97; 101-107.
101. Domínguez JA, Luque I, Horning D, Gomes JC, Mongruel O M, "Evaluación de la resistencia de unión de adhesivo autograbador a base de silorano" *Revista Colombiana de Investigación en Odontología*, [Vol 2, No 4 \(2011\)](#).
102. [Navarra CO](#); [Cadenaro M](#); [Armstrong SR](#); [Jessop J](#); [Antoniolli F](#); [Sergo V](#); [Di Lenarda R](#); [Breschi L](#), Degree of conversion of Filtek **Silorane** Adhesive System and Clearfil SE Bond within the hybrid and adhesive layer: an in situ Raman analysis. *Dent Mater* (2009) Sep; Vol. 25 (9), pp. 1178-85. *Date of Electronic Publication*: 2009 Jun 30.
103. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. (2006) "A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations". *The Journal of Contemporary Dental Practice*, Volumen 7, suplemento. 4, pp. 79-88
104. Ernst C., Meyer G., Klocker K., Willershausen B. (2004) "Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation". *Dental Materials*. Volumen 20, suplemento 4, pp. 313-321.
105. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. (2007) "Low-shrinkage composite for dental application". *Dental Material Journal*. Volumen 26, suplemento 2, pp.149-145.
106. Ilie N., Hickel R. (2006) "Silorane-based dental composite: behavior and abilities". *Dental Material Journal*. Volumen 25, suplemento 3, pp. 445-454

107. Ilie N., Hickel R. (2009). "Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites". *Dental Materials*. Volumen 25, pp 810-819.
108. Van Ende, Annelies et al., *Dental Materials*; Mar2010, Vol. 26 Issue 3, p215-222, 8p
109. Marchesi, G, Breschi, L. *Dental Materials*; Oct2010, Vol. 26 Issue 10, p947-953, 7p
110. Ghulman MA. *International Journal Of Dentistry [Int J Dent]* 2011; Vol. 2011, pp. 159749. *Date of Electronic Publication*: 2011 Sep 19. (publicación electrónica)
111. Furuse Adilson Y., Gordon Kathryn , Rodrigues Flavia P., Silikas Nick, Watts David C. (2008). "Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging". *Journal of dentistry*. Volumen 36, pp. 945-952.
112. Stefan-Dogar D ; Vandewalle KS .*General Dentistry (GEN DENT)*, 2010 Nov-Dec; 58(6): 495-502. Abstract
113. Schweikl H., Schmalz G., Weinmann W. (2004) "The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro". *Dental Materials*. Volumen 83, suplemento 1, pp. 413-421
114. RBuergers R et al., Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater* 25(2):269-75 (2009)
115. Claro-Pereira D; Sampaio-Maia B; Ferreira C; Rodrigues A; Melo LF; Vasconcelos MR . In situ evaluation of a new silorane-based composite resin's bioadhesion properties. *Dental Materials: Official Publication Of The Academy Of Dental Materials [Dent Mater]* 2011 Dec; Vol. 27 (12), pp. 1238-45. *Date of Electronic Publication*: 2011 Oct 17.
116. Lien, Wen; Vandewalle, Kraig .Physical properties of a new silorane-based restorative system. S. *Dental Materials*; Apr2010, Vol. 26 Issue 4, p337-344, 8p. Abstract
117. Guiraldo RD; Consani S; Consani RL; Berger SB; Mendes WB; Sinhoreti MA; Correr-Sobrinho L Comparison of **silorane** and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J* 2010; Vol. 21 (6), pp. 538-42.1

118. Hahnel S; Schultz S; Trempler C; Ach B; Handel G; Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011 Apr; Vol. 4 (3), pp. 237-44. *Date of Electronic Publication:* 2010 Jun 15.
119. Mahmoud, Salah Hasab ; Al-Wakeel, Essam El Saeid Marginal adaptation of ormocer-, silorane-, and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage. *QUINTESSENCE INT*, 2011; 42(10): e131-9
120. Yamazaki P., Bedran-Russo A., Pereira P., Wsift E. (2006) "Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material". *Operative dentistry*. Volumen 31, suplemento 6, pp. 670-676
121. Grégoire G, Dabsie F, Delannée M, Akon B, Sharrock P. " Water permeability, hybrid layer long-term integrity and reaction mechanism of a two-step adhesive system." ; Jul 2010, Vol. 38 Issue 7, p526-533, 8p
122. Maneenut C; Sakoolnamarka R; Tyas MJ ."The repair potential of resin composite materials." *Dent Mater* 2011 Feb; Vol. 27 (2), pp. e20-7. *Date of Electronic Publication:* 2010 Oct 08.
123. Lührs, Anne-Katrin et al. "Repairability of dental **siloranes** in vitro." *Dental Materials*; Feb 2011, Vol. 27 Issue 2, p144-149, 6p
124. Chan D.C., Browning E.D. (2004) "*The one-year performance of a new low-shrinkage resin composite restoration: a case report*". "Practical procedures & aesthetic dentistry. Volumen 16, suplemento 3, pp. 196-199.
125. Burke FJ; Crisp RJ; James A; Mackenzie L; Pal A; Sands P; Thompson O; Palin WM. "Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices". *Dent Mater* 2011 Jul; Vol. 27 (7), pp. 622-30. *Date of Electronic Publication:* 2011 Apr 22.

