



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO



Área Académica
de Odontología
U.A.E.H.

INSTITUTO DE CIENCIAS DE LA SALUD ÁREA ACADÉMICA DE ODONTOLOGÍA

RESINA POLIMERIZADA POR APERTURA DE ANILLOS, NUEVA POSIBILIDAD DE MATERIAL COMPUESTO EN ODONTOLOGÍA.

T E S I N A
Que para obtener el título de
Licenciado(a) en Cirujano Dentista
P R E S E N T A

CARLOS ENRIQUE CUEVAS SUÁREZ

Director: Dr. Juan Eliezer Zamarripa Calderón

Codirectora: Dra. Ana María Herrera González

Asesora: Dra. Norma Beatriz D'Accorso

San Agustín Tlaxiaca, Hgo., Mayo 2010.



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO

INSTITUTO DE CIENCIAS DE LA SALUD ÁREA ACADÉMICA DE ODONTOLOGÍA

RESINA POLIMERIZADA POR APERTURA DE ANILLOS, NUEVA POSIBILIDAD DE MATERIAL COMPUESTO EN ODONTOLOGÍA.

T E S I N A

Que para obtener el título de
Licenciado en Cirujano Dentista

P R E S E N T A

CARLOS ENRIQUE CUEVAS SUÁREZ

Director: Dr. Juan Eliezer Zamarripa Calderón
Codirector: Dra. Ana María Herrera González

Asesora: Dra. Norma Beatriz D'Accorso



Área Académica
de Odontología
U.A.E.H.

San Agustín Tlaxiaca, Hgo., Mayo, 2010.

Agradecimientos

A mis padres.
Sin su incondicional apoyo,
esto jamás hubiera sucedido.

A mi hermana.
Quien me da ánimos para seguir adelante.

Al Dr. Juan Eliezer Zamarripa Calderón.
A quien me introdujo en el campo de la investigación,
y de quien espero seguir sus pasos.

A mis verdaderos amigos.
Que me alientan a buscar lo mejor.

Resumen.

Objetivos: Conocer los efectos de la contracción por polimerización en los resultados clínicos al aplicar resinas compuestas de uso dental.

Fuentes de información: Publicaciones científicas de relevancia respecto a éste tema fueron revisadas sistemáticamente. La selección de los artículos utilizados se limitó a aquellos que hicieran referencia a la contracción por polimerización y a las alternativas para reducirla.

Desde su aparición, las resinas compuestas utilizadas en odontología han sido objeto de numerosos avances que permitan eliminar su principal deficiencia: la contracción por polimerización y el estrés asociado a ésta. La contracción por polimerización se produce durante el proceso de formación del polímero, en donde las unidades monoméricas se encuentran más cerca unas de otras a lo largo de la cadena polimérica que durante su fase inicial como monómero. Además de esto, otros factores intervienen en éste proceso y para intentar resolverlo, numerosas investigaciones se llevan a cabo. Desde el empleo de nuevas técnicas clínicas para su colocación, hasta el cambio de algunos de sus componentes, las nuevas línea de investigación se centran en el desarrollo de nuevos monómeros que conformen a la matriz orgánica. Uno de ellos es el empleo de monómeros que polimerizan por apertura de anillos, en donde un monómero cíclico se convierte en un polímero que no contiene anillos, produciéndose una menor contracción del producto final. Actualmente se experimenta con nuevos monómeros que polimerizan a través de éste sistema, con la finalidad de integrarlos en una nueva resina dental: espiro-ortocarbonatos, éteres cíclicos, acetales cíclicos, vinilciclopropanos y siloranos.

PALABRAS CLAVE: resinas compuestas, contracción por polimerización, estrés por contracción, alivio de estrés, polimerización por apertura de anillos.

Índice General.

I. Resinas Compuestas.	1
I.I La matriz orgánica.	2
I.II El relleno inorgánico.	3
I.III El agente de unión.	5
I.IV Clasificación de las Resinas Compuestas.	6
II. Propiedades de las resinas compuestas.	13
II.I Resistencia al desgaste.	13
II.II Textura Superficial.	14
II.III Coeficiente de expansión térmica.	15
II.IV Sorción acuosa y Expansión Higroscópica.	15
II.V Resistencia a la fractura.	15
II.VI Resistencia a la Compresión y a la Tracción.	16
II.VII Módulo de elasticidad.	16
II.VIII Estabilidad del color.	16
II.IX Radiopacidad.	16
III. Sistemas de Monómeros Dentales.	17
III.I Metilmetacrilato.	17
III.II Bisfenol Glicidil Metacrilato (Bis-GMA).	19
III.III Uretano dimetil metacrilato (UDMA).	20
III.IV Trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA).	21
IV. Polimerización de las Resinas Compuestas	23
IV.I Química de la polimerización.	23
IV.II Grado de conversión.	27
IV.III Contracción por polimerización y estrés asociado a ésta.	29
IV.IV Relajación del estrés.	33
IV.V Conociendo al factor C.	34
IV.VI Alternativas para la reducción del estrés originado por la contracción por polimerización.	35

V. Desarrollo de nuevos monómeros para resinas dentales.	39
VI. Monómeros cíclicos que polimerizan por apertura de anillos.	41
VI.I Espiro-ortocarbonatos (SOC).	42
VI.II Éteres cíclicos.	45
VI.III Acetales cíclicos.	47
VI.IV Vinilciclopropanos.	47
VI.V Siloranos	47

Introducción.

Las resinas compuestas es un material con características similares al diente en cuanto color, estructura y dureza, que lo hacen ser un material ampliamente utilizado en la reparación de defectos dentarios producidos por caries, erosiones, resorciones o fracturas.

El inicio del uso de éste tipo de materiales data desde la década de los 40, y desde ésta fecha, se han ido desarrollando nuevos y mejores materiales.

A pesar de los excelentes resultados estéticos de las resinas dentales, aún se pone en tela de juicio su funcionalidad, ya que posee ciertas desventajas. De entre ellas, la más importante y la que más ha despertado el interés de los investigadores es la contracción por polimerización.

La contracción por polimerización es un fenómeno que ocurre durante el proceso de endurecimiento de la resina dental; y es producido por el acercamiento de los diferentes monómeros entre sí al formar la cadena polimérica. Esto hace que el material, finalmente, tenga un volumen menor del que tenía al principio. El principal problema asociado a ésta contracción por polimerización es la generación de fuerzas en la estructura de la resina que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.

Para resolver éste problema, se ha intentado la modificación química de los componentes de los sistemas de resinas, además del diseño de técnicas clínicas que permitan limitar la contracción por polimerización de los sistemas de resinas.

De éstos, la primera es la solución más deseable, y actualmente se investigan diferentes monómeros que al polimerizar, formen un polímero con poca contracción de polimerización. Así tenemos que se han desarrollado monómeros que polimerizan a través de sistemas como la apertura de anillos, la formación de enlaces cruzados y a los polímeros acídicos.

La mayoría de los avances en éste rubro se enfocan en el desarrollo de resinas compuestas a base de compuestos cíclicos, que contienen en la fase monomérica anillos aromáticos que se abren durante la polimerización.

Ésta revisión bibliográfica sólo tratará la polimerización por apertura de anillos, explicando a grandes rasgos, como se da éste proceso y los diferentes monómeros que existen en la actualidad que polimerizan por ésta vía.

Problema de Investigación.

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente que presentan las resinas compuestas como material de restauración.

Éste fenómeno depende tanto de la matriz orgánica del material como de factores externos que afecten directa o indirectamente la forma en la cual se conforma el nuevo polímero.

De ésta forma, han surgido dos vías para intentar resolver éste problema, la primera de ellas se refiere al diseño de técnicas clínicas que limiten la contracción por polimerización y la segunda a la modificación de la composición química del material restaurador, prestando atención especial a la sustitución del monómero que conforma la matriz orgánica.

Numerosas investigaciones se han enfocado a solventar éste problema a través del empleo de técnicas clínicas en donde se utilicen materiales intermedios que absorban las fuerzas generadas por la contracción o el desarrollo de fuentes lumínicas con un incremento gradual de su intensidad; sin embargo, a la fecha, éstos métodos no han logrado reducir significativamente la contracción por polimerización del material.

Es por eso que resulta de gran interés centrar las líneas de investigación en la sustitución de los monómeros que conforman la matriz orgánica. De éstos, los monómeros cíclicos que polimerizan a través de la apertura de anillos vienen a representar una excelente alternativa, ya que su estructura les permite formar polímeros donde no resulta una contracción, además de que, su estructura química, en algunos de los casos, les permite integrarse a nuevas formulaciones de resinas dentales.

Pregunta de investigación.

¿Es la sustitución de los monómeros la solución definitiva al problema de la contracción por polimerización de las resinas compuestas de uso dental?

Objetivos.

Objetivo General:

- Conocer los efectos de la contracción por polimerización en los resultados clínicos al aplicar resinas compuestas de uso dental.

Objetivos específicos:

- Conocer los componentes de las resinas compuestas y su efecto en las propiedades físicas de éstas.
- Determinar los factores que provocan la contracción por polimerización de las resinas compuestas y el estrés en el diente asociado a ésta propiedad.
- Conocer las técnicas y procedimientos clínicos que disminuyen el estrés producido por la contracción por polimerización de las resinas compuestas.
- Dar a conocer las investigaciones más recientes encaminadas a la sustitución del Bis-GMA como monómero principal de la formulación de una resina compuesta por otros monómeros con menor o nula contracción por polimerización.

Justificación.

Hoy en día es indispensable que los profesionales de la odontología estén a la vanguardia en cuanto al conocimiento de los materiales que se utilizan en el quehacer cotidiano de esta profesión, pero aún más importante es identificar las propiedades, entender su manipulación y sobre todo, aplicar estos conocimientos al momento de utilizarlos en un paciente.

En el caso de las resinas compuestas, su uso se ha vuelto muy popular debido a los grandes resultados estéticos que se logran con ellas, desde la aparición del primer material de este tipo, por allá del año 1960, las características físicas, mecánicas y de biocompatibilidad se han mejorado enormemente, sin embargo aún persiste una característica no tan favorable de este material, que es motivo de investigación, la contracción por polimerización.

La elaboración de éste trabajo se justifica en la necesidad de conocer más a fondo las propiedades de las resinas compuestas de uso odontológico, determinar y entender perfectamente las razones por la cual éste material sufre una contracción al polimerizar y, sobre todo, dar a conocer algunas mecanismos y técnicas clínicas para contrarrestar en mayor grado, la contracción por polimerización.

Es también importante, conocer las vías de investigación que se desarrollan actualmente, con la finalidad de encontrar resinas compuestas que no se contraigan y con esto, dar paso a nuevas propuestas para seguir innovando en éste campo.

Descripción de la Metodología a seguir.

Se llevó a cabo una investigación documental en línea en las bases de datos PubMed, BIREME y VBS, utilizando el programa **Thomson EndNote X3** para ello y usando como referencia de búsqueda las siguientes palabras clave: *composites, polymerization stress, curing shrinkage, dental monomer, dental composites, volumetric shrinkage, ring-opening polymerization, conversión degree, low shrinkage, expanding monomers, spiroorthocarbonates, stress relief, cyclopolymerizable resins, siloranes, stress reduction, composite resin, methacrylates.*

También se revisaron algunos libros cuyo tema principal son los materiales dentales y las resinas compuestas.

De cada palabra clave, los artículos encontrados fueron revisados y se seleccionaron aquellos cuyo contenido se hiciera referencia a la contracción por polimerización y estrés generado por la misma, a los avances existentes en el desarrollo de nuevos monómeros y en los diferentes métodos que se han ocupado para minimizar el estrés de polimerización.

Tales artículos fueron minuciosamente revisados y de éstos fue extraída la información de la cual se compone ésta revisión bibliográfica.

Bancos de Información.

Bases de datos Online:

- MEDLINE/PubMed. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>
- VBS. Viblioteca virtual en salud.
Disponible en: <http://regional.bvsalud.org/php/index.php?lang=es>

Bibliotecas:

- Biblioteca central de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo.
Carretera Pachuca-Tulancingo km. 4.5
Cd. Universitaria Pachuca, Hgo. CP 42090.
- Biblioteca del Instituto de Ciencias de la Salud.
Carretera Tilcuautla-Pachuca. A un costado de la ex Hacienda la Concepción.
San Agustín Tlaxiaca.
- Biblioteca Digital de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo.
Disponible en: <http://dgsa.uaeh.edu.mx/bdigital/>

Cronograma de Trabajo.

Metas / Actividades	Ene	Feb	Mar	Abr	May	Jun	Jul	Ago	Sep	Oct	Nov	Dic
1. Búsqueda de artículos en la base de datos. - Búsqueda en PubMed. - Búsqueda en VBS.	X	X	X									
2. Revisión Bibliográfica.				X	X	X	X					
3. Redacción del contenido.								X	X	X	X	X
4. Presentaciones en Congresos. - Participación en el IV Encuentro Estatal Científico y Tecnológico. - Participación en el "3er Encuentro del Cuerpo Académico de Materiales de la UAEH".								X				X

I. Resinas Compuestas

La historia asociada al desarrollo de las resinas compuestas, como material para la restauración en dientes, tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX. En aquel tiempo, los únicos materiales que tenían color del diente y que podían ser empleados como material de restauración estética eran los silicatos. Estos materiales tenían muchas desventajas, siendo la principal, el desgaste que sufrían al poco tiempo de ser colocados. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal.¹

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta.¹⁻²

Las resinas compuestas, o composites, son materiales sintéticos compuestos por elementos variados. Se definen como “combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual.”³

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. Inicialmente, las resinas compuestas se indicaban solo para la restauración estética del sector anterior. Posteriormente y gracias a los avances de los materiales, la indicación se extendió también al sector posterior. Entre los avances de las resinas compuestas, se reconocen mejoras en sus propiedades tales como la resistencia al desgaste, manipulación y estética.¹

Igualmente, las técnicas adhesivas se han perfeccionado de tal forma que la adhesión entre la resina compuesta y la estructura dental es más confiable, reduciendo la filtración marginal y la caries secundaria. Además, las restauraciones de resina por ser adhesivas a la estructura dental permiten preparaciones cavitarias más conservadoras, preservando la valiosa estructura dental. Sin embargo, a pesar de todas estas ventajas, la colocación de las resinas compuestas es una técnica sensible y requiere de mayor tiempo de colocación, ya que se deben controlar factores como la humedad del campo operatorio y la contracción de polimerización.²

Las resinas compuestas comprenden una combinación de partículas inorgánicas e inorgánicas.¹ Básicamente, están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano – silano o agente de unión⁴. Obviamente, las propiedades y de ahí, el rendimiento de una resina dependen de la naturaleza de estos tres componentes. Algunas se relacionan ampliamente con el relleno y el agente de unión, mientras que otras propiedades dependen ampliamente de la matriz orgánica³.



Tomado de Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en Resinas Compuestas. Acta Odontológica Venezolana 2008;46:19.

I.I La matriz orgánica.

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida principalmente por un sistema de monómeros que se unen entre sí por medio de grupos funcionales con el fin de formar cadenas largas de polímeros⁵.

El sistema de monómeros puede ser considerado el componente más importante de la matriz orgánica. Del tipo de monómero empleado, dependen en gran medida la reactividad, viscosidad y contracción por polimerización de la resina compuesta⁶.

Actualmente, el BisGMA sigue siendo el material más utilizado en la fabricación de las resinas dentales, sólo o asociado a otros monómeros⁴.

La matriz orgánica se compone también de un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres. Los sistemas más populares son los fotoiniciados, es decir, activados con luz visible. Éstos están compuestos por moléculas que absorben la luz, y como resultado directo e indirecto, generan radicales libres^{4, 7}.

La canforoquinona es la molécula más usada como fotoiniciador. Ésta molécula, cuando es expuesta a un espectro de luz adecuado, absorbe fotones para excitarse y liberar radicales libres; cuando el radical libre reacciona con el primer monómero disponible, comienza una reacción en cadena^{4, 7}.

Además de lo anteriormente expuesto, son agregados un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; y por último, moléculas absorbentes de la luz ultravioleta, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo⁴.

I.II El relleno inorgánico.

Éste componente de la resina compuesta lo conforma lo que se denomina partículas de carga. Estas partículas de carga ofrecen estabilidad dimensional a la inestable matriz orgánica¹.

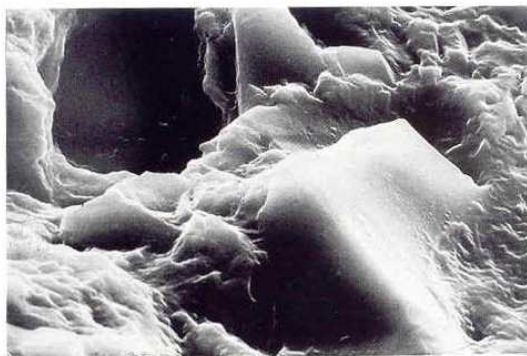
De éste componente dependen, principalmente, las propiedades físicas y mecánicas de la resina dental, tales como resistencia a la compresión, dureza, resistencia flexural, módulo elástico, coeficiente de expansión térmica, absorción de agua y resistencia al desgaste⁸. La naturaleza del relleno, su modo de obtención, y la cantidad incorporada determinará en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador, de ahí que la incorporación del mayor porcentaje posible de relleno, sea un objetivo fundamental⁴.

Cuando estas partículas son mezcladas a la matriz, el primer efecto es la reducción de la contracción de la polimerización, esto simplemente por el hecho de disminuir la cantidad de resina presente en cierto volumen. Otras mejoras observadas son la menor absorción de agua y

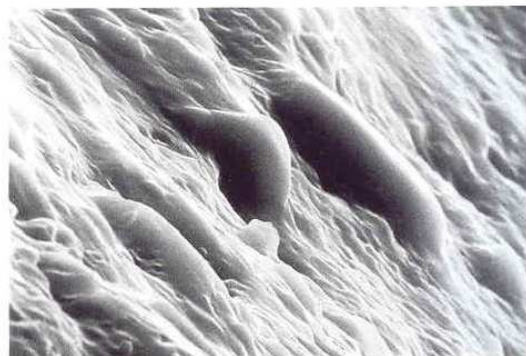
un menor coeficiente de expansión térmica, aumento de la resistencia de tracción, compresión y abrasión y un aumento en la rigidez ².

Sin embargo, tan importante como la contracción por polimerización, es la tensión o el estrés asociado a ésta, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C). Con esto, las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción por ser demasiado rígidas¹.

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones⁴. Las partículas de carga utilizadas para el relleno son normalmente partículas de cuarzo o vidrio de bario de diversos tamaños; éstas son obtenidas por diversos procesos de fabricación, como la pulverización, la trituración o el molido². Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptibles a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión¹.



Partícula de relleno de cuarzo



Partícula de relleno de vidrio

Tomado de Chain M, Baratieri L. Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas. La nanotecnología ha conducido al desarrollo de nuevas resinas compuestas que se caracterizan por poseer en su composición nanopartículas con un tamaño inferior a $0.01\mu\text{m}^4$.

Es de mucha importancia conocer la cantidad de relleno que posee una resina, ya que de esta forma se podrá saber en qué sector de la boca es más apropiado colocarla según sus propiedades físico – mecánicas⁵.

I.III El agente de unión.

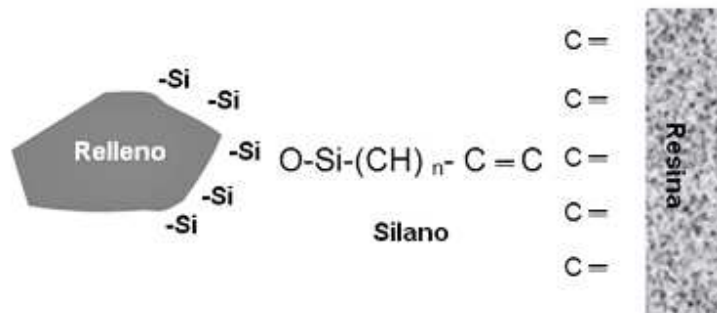
Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica, si esto no ocurría, las partículas de relleno no actúan como refuerzo, sino como debilitadores del material⁹.

La unión de la fase inorgánica con la fase orgánica se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional denominada silano¹.

Los silanos, son un grupo de compuestos orgánicos que tienen la particularidad de reaccionar con sustratos orgánicos e inorgánicos, así como consigo mismos y con otros silanos, esto lo logran a través de complejas reacciones de hidrólisis y condensación para formar una gran variedad de estructuras híbridas orgánicas e inorgánicas¹⁰.

En las resinas a base de metacrilatos, el agente de unión entre la matriz orgánica y las partículas de relleno es el 3-metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPTMS), la cual es una molécula bifuncional capaz de reaccionar consigo misma, con el agente de relleno y con los grupos metacrilato. La cantidad de reacciones que se produzcan entre éstos grupos determinará la eficacia del agente acoplante¹⁰.

Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina. Se han experimentado otros agentes tales como el 4-META, varios titanatos y zirconatos, sin embargo ninguno de estos agentes demostró ser superior al MPS¹.



Modificado de Chain M, Baratieri L. *Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores*. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.

I.IV 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. Una clasificación aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips. Esta clasificación divide las resinas basados en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macrorelleno, microrelleno y resinas híbridas ¹.

Otro sistema de clasificación fue el ideado por Willems y col.¹¹, 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).

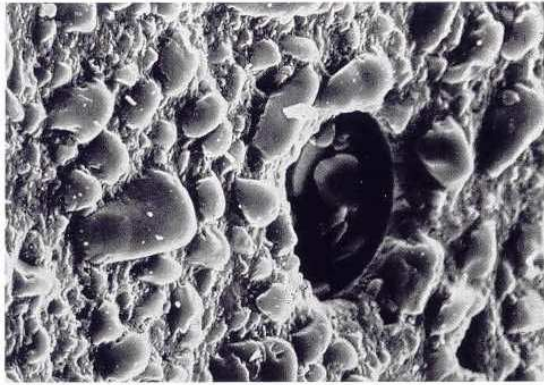
Tabla 1
Clasificación de las Resinas Compuestas (Modificado de Willems y Col. 1992)

Tipos de Resina Compuesta	Relleno
Densificados - De relleno medio <ul style="list-style-type: none"> ▪ Ultrafinos ▪ Finos - De relleno compacto >60% en volumen <ul style="list-style-type: none"> ▪ 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 clasificar a las resinas en cinco grupos:

1. **Resinas de macrorelleno.** Utilizan partículas de cuarzo o cristales de estroncio o bario cuyo tamaño varía entre los 10 y 50 micrómetros. Éstas fueron las primeras en utilizarse, por lo que también se denominan resinas compuestas convencionales o tradicionales^{2, 11}.

Éste tipo de resinas fueron muy utilizadas, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso¹. Debido a las grandes dimensiones de las partículas de carga, éste tipo de resinas son difíciles de pulir, además de que el desprendimiento de alguna partícula de relleno ocasiona la formación de pequeños cráteres. Esto da como resultado el atrapamiento de diversos compuestos, ocasionando una importante pigmentación de la resina².

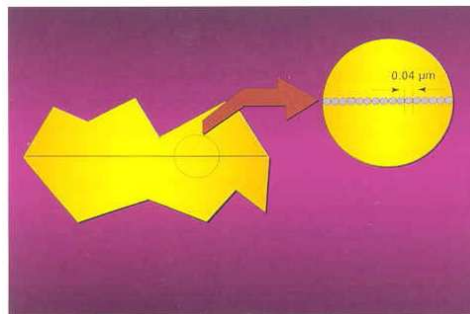


Desprendimiento de una partícula de relleno en la superficie de la resina que ocasiona la formación de un pequeño cráter.

Tomado de Chain M, Baratieri L. *Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores*. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.

Entre otras desventajas, se encontraba su poco brillo superficial, carencia de radiopacidad y producción de desgaste al diente antagonista¹.

2. **Resinas de Microrelleno.** Poseen como relleno a partículas de sílice hechas a partir de la sílica pirogénica o la sílica coloidal. Éstas miden aproximadamente 0.04 micrómetros, lo que corresponde a 300 veces más pequeñas que las partículas de cuarzo de las resinas compuestas convencionales^{2, 11}.

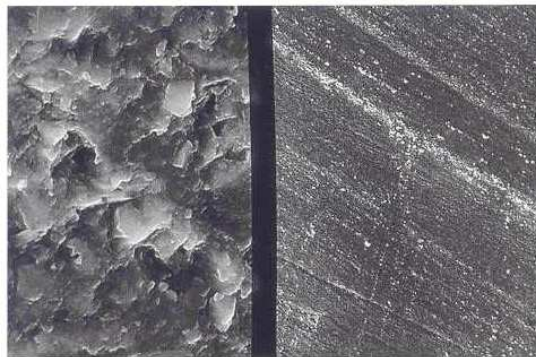


Comparación entre una macropartícula (izquierda) y una micropartícula (derecha, dentro del círculo)

Tomado de Chain M, Baratieri L. *Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores*. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.

Éste tipo de relleno es obtenido a partir de la ceniza o el humo proveniente de la quema del dióxido de silicón o a través de la adición de partículas coloidales de silicato de sodio al agua y al ácido clorhídrico².

Las resinas de micropartículas permiten un mayor grado de pulimento que las tradicionales, sin embargo, presentan propiedades físicas y mecánicas inferiores, presentando de una forma general mayor absorción de agua, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad^{2, 9}.



Comparación de las superficies pulidas de una resina convencional (izquierda) y una resina de micropartículas)

Tomado de Chain M, Baratieri L. *Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores*. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.

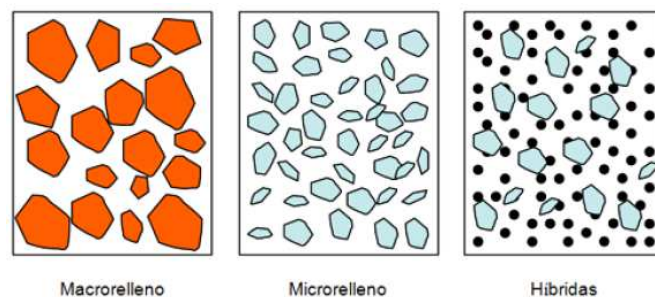
Clínicamente, estas resinas se comportan mejor si son colocadas en el sector anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan también un alto brillo superficial debido a su mejor pulimento, confiriendo alta estética a la restauración^{1, 4}.

3. **Resinas Híbridas.** Las *resinas híbridas* por su parte, poseen tanto micro como macropartículas de relleno; consisten en aproximadamente 10 a 20% de su peso de micropartículas, y de 50 a 60% de su peso de macropartículas^{2, 11-12}.

Ésta combinación de macro y micropartículas confiere propiedades únicas a los materiales, ya que mejora la transferencia de tensiones entre las partículas en el composite, mejorando con esto la resistencia de la resina^{2, 4}.

Éste tipo de resinas, corresponden a la mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología¹².

Las propiedades físicas y mecánicas de éstos materiales oscilan entre las resinas compuestas tradicionales y las de microrelleno⁹; 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 de las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior y diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia^{1, 4}.



Tomado de Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en Resinas Compuestas. Acta Odontológica Venezolana 2008;46:19.

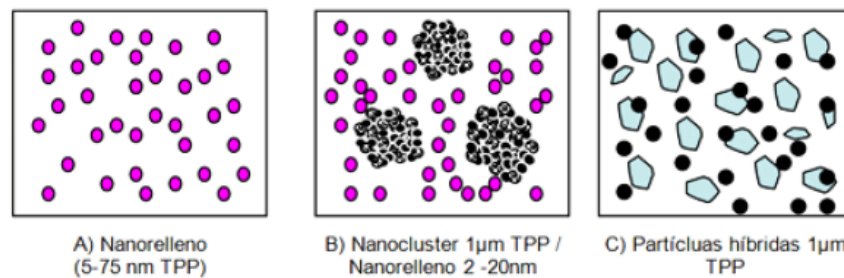
4. **Híbridos Modernos.** Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde $0.4\mu\text{m}$ a $1.0\mu\text{m}$), unido al porcentaje de relleno provee una excelente resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez^{1, 11-12}.

5. **Resinas de Nanorelleno:** Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a $0.01\mu\text{m}$, este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm ^{1, 4, 12}.

Las resinas generadas con este tipo de partículas, al presentar un menor tamaño de partícula, permiten un mejor acabado de la restauración, que se observa en la textura superficial de la misma, disminuyendo las posibilidades de degradación del material en el tiempo. Además, esta tecnología ha permitido que las propiedades mecánicas de la resina puedan ser lo

suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior. Además, el hecho de presentar un menor tamaño en las partículas, produce una menor contracción de polimerización, generando sobre las paredes del diente una menor tensión, además de disminuir la presencia de microfisuras a nivel de la interfase restauración - diente, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria⁴.

Como inconveniente, hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no reflejan la luz, por lo que se acompañan de partículas de mayor tamaño, cuyo diámetro promedio se sitúa dentro de la longitud de onda de la luz visible para mejorar su comportamiento óptico y conseguir que actúen de soporte⁴.



Esquema de la tecnología del nanorelleno.

Tomado de Rodríguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en Resinas Compuestas. Acta Odontológica Venezolana 2008;46:19.

Tabla 2

Relación entre el tipo de relleno, cantidad de relleno, y propiedades físicas de la resina.

Tipo de Composite	Tipo de relleno	Cantidad de relleno (% peso)	ΔV_p^a (%vol)	Resistencia Flexural (MPa)	Modulo Flexural (MPa)
Híbrido (1.0 μm)	Vidrio-Ba, Vidrio-Ba-F, YbF ₃ , óxido Zr/Si.	78	3.2	135	9,000
Híbrido (1.5 μm)	Vidrio-Ba, óxido-Si, YbF ₃ , óxido Zr/Si.	81	2.7	135	11,000
Fluido Híbrido	Vidrio-Ba, Vidrio-Ba-F, YbF ₃ , óxido Zr/Si.	69	3.6	95	5,100
Microrelleno condensable.	óxido-Si, YbF ₃ .	78	2.4	110	6,500
Microrelleno fluido.	óxido-Si, YbF ₃ .	59	-	110	4,100

Modificado de Lang BR, Jaarda M, Wang RF. Filler particle size and composite resin classification systems. J Oral Rehabil 1992;19(6):569-84.

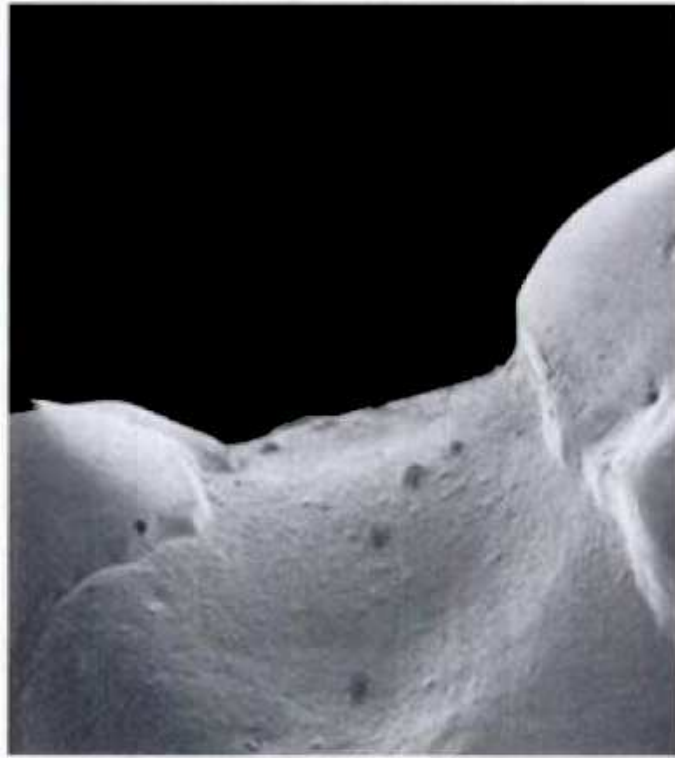
II. Propiedades de las resinas compuestas.

II.I Resistencia al Desgaste.

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio y otros elementos. Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones disminuyendo la duración de las mismas. 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. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor desgaste abrasivo¹⁻².

Éste fenómeno ocurre porque durante la masticación se producen fuerzas que provocan la compresión de la matriz orgánica por parte de las partículas de relleno, esto provocaría entonces la pérdida del agente de conexión silano y el posterior desprendimiento del relleno, exponiendo a la matriz orgánica y provocando su desgaste¹.

Las únicas pruebas que permiten evaluar de manera real la resistencia al desgaste de los materiales de restauración son las evaluaciones clínicas con grupos control, y según éstos, las mejores resinas compuestas tienen una tasa de desgaste de 10 a 20 μm al año⁵; si bien éste desgaste podría parecer pequeño, no lo es si mencionamos que las resinas se desgastan alrededor de 0.1 a 0.2 mm más que el esmalte al cabo de 10 años⁹.



*Fotografía al MEB de una resina compuesta de microrelleno con nueve años de uso.
Tomado de Lang Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11th ed. Madrid, España.:
Saunders; 2004.*

II.II Textura Superficial.

Se define la textura superficial como la uniformidad de la superficie del material de restauración. 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. 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^{1, 13}.

II.III Coeficiente de Expansión Térmica.

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. 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. Un bajo coeficiente de expansión térmica esta asociado a una mejor adaptación marginal⁴.

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° C¹.

II.IV Sorción Acuosa y Expansión Higroscópica.

Esta propiedad está relacionada 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. 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. Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua⁴.

La cantidad de sorción acuosa que ocurre en las resinas compuestas ocupadas hoy en día es del 0.2 al 0.6% del peso total de la restauración⁹.

II.V Resistencia a la Fractura.

Es la tensión necesaria para provocar una fractura. 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 masticación⁴.

II.VI Resistencia a la Compresión y a la Tracción.

Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Esta 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 tracción².

II.VII 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 elástico².

II.VIII 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 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. Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas¹.

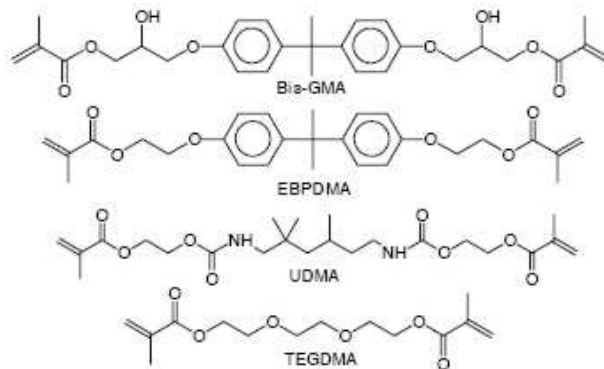
II.IX Radiopacidad.

Las resinas compuestas son radiolúcidas por sí mismas⁹, por lo tanto, la incorporación de elementos radiopacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, es requisito de los materiales dentales para poder interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración^{1, 13}.

III. Sistemas de Monómeros Dentales.

Por definición, un monómero es una molécula de pequeña masa molecular, con estructura definida, estabilizada y específica³. Estas moléculas unidas a otras, forman macromoléculas denominadas polímeros. Por lo tanto, el sistema de monómeros puede ser considerado como la columna vertebral la resina compuesta⁴.

Los principales monómeros que han sido utilizados hasta el momento para la elaboración de resinas dentales, son: Metilmetacrilato (MMA), Bisfenil Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), Uretano dimetil metacrilato (UDMA) y el Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA)¹⁴.



Estructura química de los monómeros más utilizados en las Resinas compuestas.

Tomado de Shalaby S. Composite for Dental Restoratives. In: Press C, editor. Polymers for dental and orthopedic applications. Boca Raton, FL; 2007. p. 13-69.

III.I Metilmetacrilato.

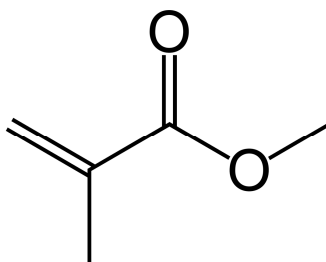
La molécula del etileno [$H_2C=CH_2$] es básica para el desarrollo de cualquier monómero que forma a una resina dental. El primer paso consiste en sustituir un átomo de hidrógeno por cualquier grupo [X], dejando únicamente al compuesto vinilo [$H_2C=CHX$]¹⁵.

Si se sustituye al grupo X por un grupo carboxilo [-COOH] se forma entonces el ácido acrílico [$H_2C=CHCOOH$]. La polimerización de éste compuesto da como resultado el ácido poliacrílico, el cual es utilizado en materiales como el cemento de policarboxilato y en los cementos de ionómero de vidrio¹⁵.

Si el hidrógeno del grupo vinilo del ácido acrílico es sustituido por un grupo metilo [-CH₃], entonces se forma el ácido metacrílico (H₂C=CCH₃COOH). Éste compuesto es fundamental en la odontología, ya que es el compuesto pilar de la mayoría de las resinas dentales. Si se combina el ácido metacrílico con el metanol, se forma el metilmetacrilato [H₂C=CCH₃COOCH₃]¹⁵.

El metilmetacrilato, a temperatura ambiente, es un líquido transparente que posee las siguientes propiedades⁹:

Peso Molecular	100
Punto de fusión	-48 °C
Punto de ebullición	100.8 °C
Densidad	0.945 g/ml
Calor de polimerización	12.9 kcal/mol
Contracción por polimerización	21%



Molécula de metilmetacrilato.

Tomado de The PubChem Project [<http://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/>].

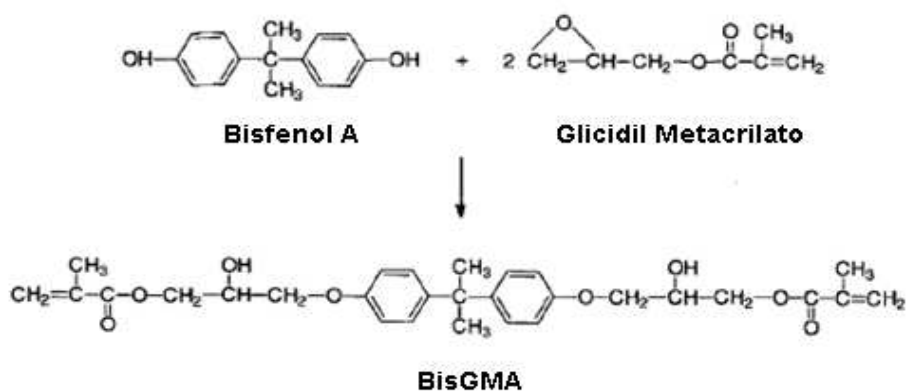
Los polímeros de metacrilato han sido de gran uso en la odontología debido a que se pueden fabricar muy fácilmente, son estéticos y económicos. Y, debido a sus propiedades biológicas, físicas, estéticas y de manipulación, estos polímeros proporcionan un equilibrio permanente en su funcionamiento, además de que reúnen las características que se requieren para su uso dentro de la cavidad oral⁹.

Con el descubrimiento del sistema iniciador-acelerador del peróxido de benzoilo y amina terciaria, se permitió la polimerización del metilmetacrilato a temperatura ambiente, por lo que el polímero de metilmetacrilato pudo ser utilizado como material de restauración directo³.

Sin embargo, dejaron de ser utilizadas para ése fin por la gran cantidad de efectos adversos que presentaban, entre ellos estaban una gran contracción de polimerización, alto coeficiente de expansión térmica, daño pulpar y alta incidencia de caries recurrente³.

III.II Bisfenol Glicidil Metacrilato (Bis-GMA).

Éste monómero fue sintetizado por Bowen en 1956, y es el resultado de la unión del bisfenol A con el glicidil metacrilato^{1, 3-4}.



Síntesis del bisfenil glicidil metacrilato.

Modificado de Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105(2):97-116.

Los dos anillos de fenol en la parte central de la molécula, hacen a ésta molécula ser muy rígida, y los dos grupos –OH presentes a lo largo de la cadena son los encargados de formar enlaces de hidrógeno con otras moléculas. La rigidez de ésta molécula así como la formación de enlaces con el hidrógeno explican la razón por la cual éste monómero es muy viscoso^{9, 15}.

El núcleo de ésta molécula, formado por los dos grupos aromáticos, reduce la capacidad del Bis-GMA para rotar durante la polimerización, y por lo tanto, para participar de forma eficaz en éste proceso. De ésta forma encontramos que en ocasiones uno de los grupos metacrilato reacciona y el otro no, disminuyendo, de forma notable la capacidad de reacción de ésta molécula⁹.

La viscosidad del BisGMA es de 1,000,000 mPa·s, y por regla se sabe que a menor viscosidad de un compuesto, mayor es la cantidad de relleno que puede ser incorporado. Esto representa

una gran desventaja para éste monómero, ya que la incorporación de material de relleno mejora las propiedades del material polimerizado³.

La alta viscosidad del BisGMA es reducida agregando otros monómeros de bajo peso molecular, sin embargo, al reducir el peso molecular del compuesto final, incrementa la contracción de polimerización^{1, 3}.

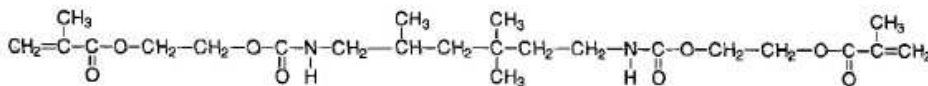
La estructura química y peso molecular de éste monómero le proveen de una menor volatilidad y menor contracción de polimerización que el metilmetacrilato, así como más rápido endurecimiento y producción de resinas más fuertes³.

Actualmente, la gran mayoría de las resinas compuestas que se comercializan contienen como monómero principal a ésta molécula⁶.

III.III Uretano dimetil metacrilato (UDMA)

Éste grupo de compuestos puede definirse como cualquier cadena de monómeros que contiene dentro de su estructura uno o más grupos de uretano y dos grupos de metacrilato en sus extremos⁹.

En 1974, Foster y Walter, desarrollaron un nuevo monómero, el uretano dimetacrilato (UDMA). Se trata de una molécula bifuncional como el Bis-GMA pero donde el grupo aromático se ha sustituido por una amina secundaria (NH). Este grupo amina le confiere a la resina una clara ventaja sobre el Bis-GMA: una reducción en su viscosidad. No obstante, se reduce la rigidez y aumenta la contracción de polimerización con respecto al Bis-GMA¹⁶.



Molécula de Uretano dimetil metacrilato.

Tomado de Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105(2):97-116.

Éste monómero ha sido utilizado sólo y en combinación con otros monómeros como Bis-GMA o TEGDMA^{1, 4, 16}, sin embargo, las diferencias entre las resinas compuestas basadas en ambos

monómeros no son claras, esto debido a que al cambiar monómeros en las resinas dentales comerciales implica alterar el tipo y cantidad de relleno e iniciadores, lo cual resultaría muy complejo⁵.

III.IV Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA)

Las principales características químicas de éste monómero pueden resumirse en el siguiente cuadro:

Peso Molecular	330.3 g/mol
Densidad	1.081 g/cm ³
Punto de ebullición	200 °C
Viscosidad	14 mPa·s

Tomado de Chain M, Baratieri L. Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.

De éstas, cabe destacar su baja viscosidad, por la cual se utiliza principalmente como diluyente en las resinas basadas en BisGMA. Las propiedades que poseen las resinas basadas en el sistema BisGMA/TEGDMA son superiores a las presentadas por las resinas que solo se componen por BisGMA, demostrando menos contracción de polimerización y mayor facilidad para su manipulación³.

El agregar el copmuesto TEGDMA a una formulación de resina dental a base de Bis-GMA favorece también la incorporación de mayor cantidad de relleno, repercutiendo directamente en propiedades físicas como la dureza, rigidez y coeficiente de expansión térmica⁵.

Tabla 3
Relación entre peso molecular y viscosidad de los monómeros.

Monómero	Peso Molecular (g/mol)	Viscosidad (mPa · s)
TEGDMA	286	100
UDMA	470	5,000–10,000
Bis-GMA	512	500,000–800,000

Modificado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

IV. Polimerización de las resinas compuestas.

El término de polimerización se define como el proceso de conversión de un monómero o una mezcla de monómeros en un polímero¹⁷.

La polimerización de una resina sucede a través de una reacción de óxido-reducción que produce radicales libres encargados de iniciar la conversión de monómeros o polímeros; el hecho de que los monómeros sean bi o trifuncionales, la formación de cadenas no sólo ocurre entre monómero y monómero sino también entre cadenas vecinas. A medida que prosigue el proceso, se crean redes poliméricas tridimensionales altamente entrecruzadas, dando como resultado que la cantidad de monómeros sin reaccionar se vaya reduciendo⁵.

IV.I Química de la polimerización.

Los monómeros pueden unirse entre sí a través de uno o dos tipos de reacción: polimerización de adición o polimerización de condensación⁹.

Polimerización por adición.

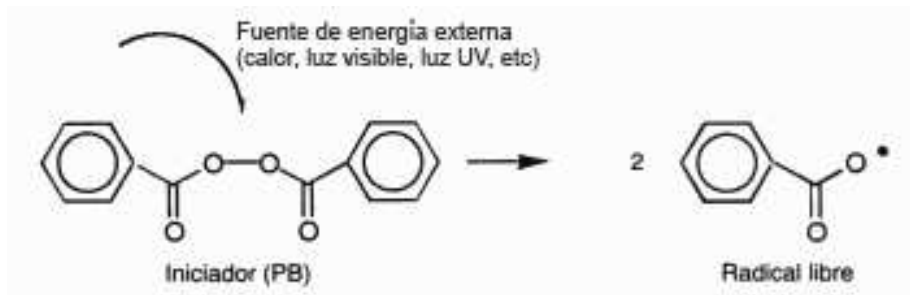
En éste tipo de polimerización, los monómeros se añaden de manera secuencial al extremo de una cadena en crecimiento y, en teoría, la cadena puede crecer indefinidamente hasta que se agote el monómero⁹.

El proceso de polimerización por adición se divide en cuatro etapas:

- **Inducción.** Para que la polimerización por adición ocurra, se requieran de dos cosas importantes: la presencia de un grupo no saturado (doble enlace) y una fuente de radicales libres⁹.

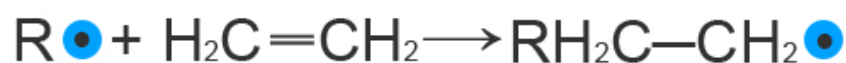
Un radical libre es un átomo o un grupo de átomos que poseen un electrón impar en su último orbital⁹.

La etapa de inducción se encuentra controlada por dos procesos, activación e iniciación. La *activación* ocurre cuando se generan radicales libres al aplicarle una sustancia química, calor, luz visible, luz ultravioleta o alguna otra fuente de energía a algún compuesto⁹.



Modificado de Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11th ed. Madrid, España.: Saunders; 2004..

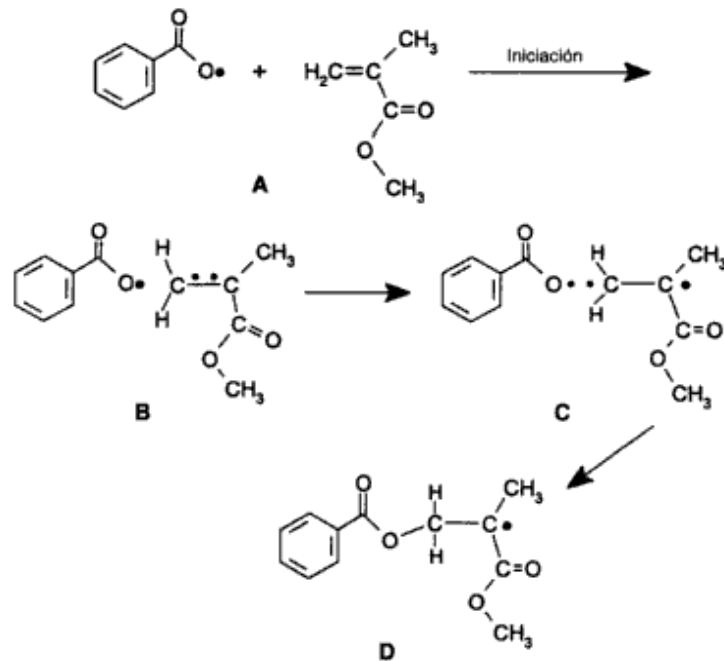
Al generarse los radicales libres, y acercarse a algún monómero que contenga un doble enlace y una alta densidad de electrones, se extrae un electrón de éste último y se empareja con el electrón impar del radical libre; esto da como resultado que el radical libre original se enlace con un extremo del monómero, formando un radical libre nuevo en el otro extremo. Éste proceso es conocido como *iniciación* de la reacción⁹.



Iniciación del metacrilato

Modificado de Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11th ed. Madrid, España.: Saunders; 2004..

De ésta forma, podemos resumir a la ***inducción*** como el proceso en el cual las moléculas del iniciador se rompen y forman radicales libres. Éstos radicales reaccionan con las moléculas del monómero para iniciar el crecimiento de la cadena⁹.

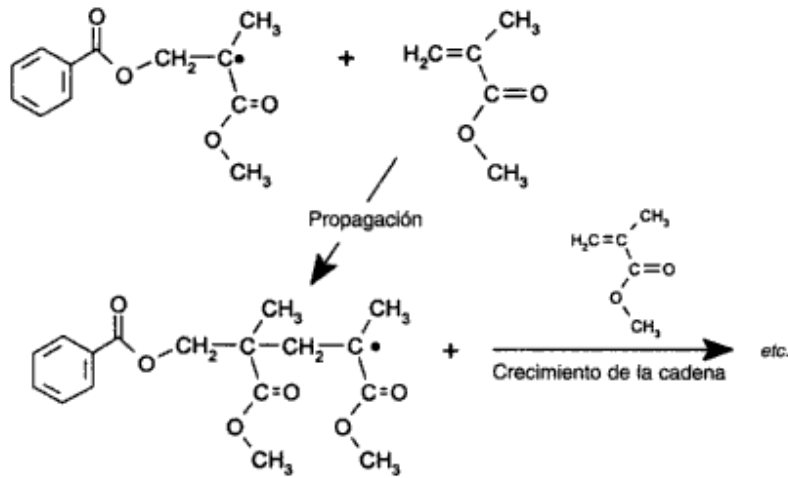


Ejemplificación del periodo de inducción del metilmetacrilato.

Modificado de Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11th ed. Madrid, España.: Saunders; 2004..

- **Propagación.** La molécula que resulta después del periodo de inducción actúa como un nuevo centro de radicales libres. A ésta molécula pueden añadirse sucesivamente un gran número de moléculas, dando lugar a formación de polímeros muy grandes en pocos segundos⁹.

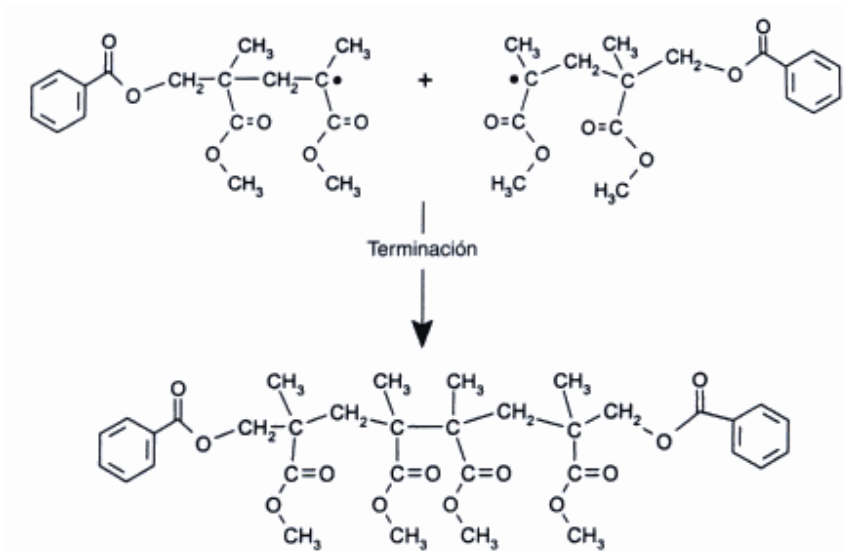
Las reacciones en cadena deberían continuar hasta que el monómero se haya agotado, sin embargo, la cadena deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de una de las posibles reacciones de terminación⁹.



Etapa de propagación del metilmetacrilato.

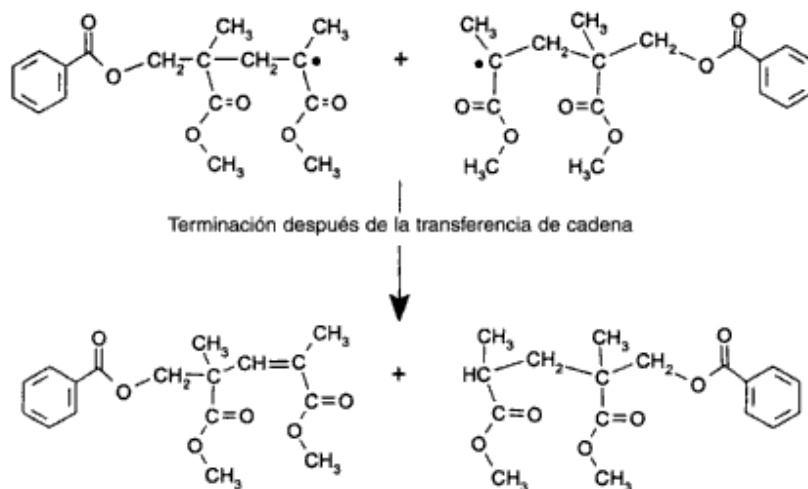
Modificado de Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11th ed. Madrid, España.: Saunders; 2004..

• **Terminación.** La terminación de una cadena puede ocurrir cuando se emparejen directamente los extremos de dos cadenas con radicales libres o bien, cuando se intercambie un átomo de hidrógeno entre una cadena en crecimiento y otra, al transferirse el átomo de hidrógeno, se forma un doble enlace, dando fin al crecimiento de la cadena⁹.



Terminación de una cadena al emparejarse dos radicales libres.

Modificado de Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11th ed. Madrid, España.: Saunders; 2004..



Terminación de una cadena después de la transferencia de cadena.

Modificado de Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11th ed. Madrid, España.: Saunders; 2004..

IV.I Grado de conversión.

El grado de conversión indica el porcentaje de enlaces dobles que se han convertido en enlaces simples. Indica la cantidad de monómeros de la resina que han reaccionado formando polímeros. El grado de conversión de las resinas dentales actuales oscila entre el 35 y el 80%¹⁸.

Tabla 4
Grado de conversión de Metacrilatos a temperatura ambiente.

Monómero	Funcionalidad	% de enlaces C:C formados
Methyl methacrylate (MMA)	1	99.5
Decanediol dimethacrylate	2	78.0
TEGDMA	2	68.2
Bis-GMA	2	56.0
Trimethylolpropane trimethacrylate	3	41.7

Tomado de Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11(2):E215-20.

La conversión incompleta aporta a la resina cierta elasticidad, propiedad que puede beneficiarnos ya que reduce las tensiones generadas en la interfase adhesivo – diente. Un mayor grado de conversión confiere a las resinas mejores propiedades mecánicas, pero con el inconveniente de una mayor contracción de polimerización^{1, 18}.

Ferracane y colaboradores determinaron que el grado de conversión óptimo para que el comportamiento de una resina dental sea adecuado es de 55%¹⁸.

Se ha demostrado que en aquellas resinas en las que no se logra una polimerización completa son más propensas a formar brechas en la interfase diente – resina, permitiendo la filtración de fluidos orales¹⁹. Además, un grado de conversión incompleto hace que la resina tienda a decolorarse, y, se ha sugerido, que la presencia del monómero libre dentro de la cavidad puede ser tóxico para la pulpa¹⁸.

Tabla 5
Factores que afectan el grado de conversión de las resinas compuestas.

Factor	Repercusión clínica
Tiempo de polimerización	Depende de: Color del composite, potencia de la lámpara, profundidad de la cavidad, espesor de la capa, estructuras dentales interpuestas, cantidad de relleno del composite
Color del composite	Los tonos más oscuros requieren mayor tiempo de polimerización (60 segundos a profundidad máxima de 0,5mm).
Temperatura	El composite a temperatura ambiente polimeriza en menos tiempo y con mayor rapidez.
Espesor de la capa de composite	Se recomienda no polimerizar capas mayores de 2 mm de espesor.
Tipo de relleno	Los composites microfinos polimerizan peor que los de mayor carga.
Distancia entre foco de luz y composite	Distancia óptima: <1 mm, con la luz perpendicular al material.
Calidad del foco de iluminación	Longitud de onda entre 400 y 500 nm. La intensidad de la luz debe ser igual o mayor de 600 mW/cm ² para asegurar un mínimo de 400 en el primer incremento de composite en cavidades posteriores.
Contracción de polimerización	Depende de la cantidad de fase orgánica.

Tomado de Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11(2):E215-20.

IV.II Contracción por Polimerización y estrés asociado a ésta.

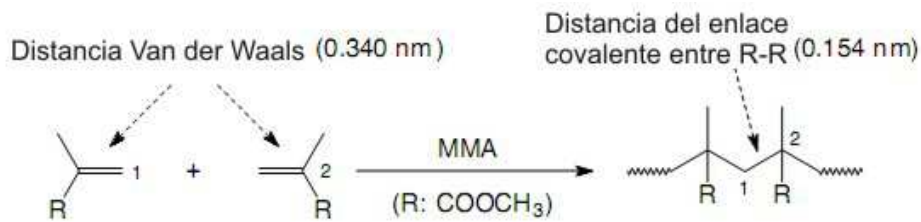
La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración y, hasta el día de hoy, todas las resinas sufren de contracción con valores diferentes según el tipo a la que pertenecen⁵.

Tabla 6
Porcentaje de Contracción de Resinas Comerciales.

<i>Universales</i>	
Aelitfil (Bisco)	3.7
Herculite (Kerr)	3.5
Pertac II (ESPE)	3.7
TPH Spectrum (Dentsply)	3.6
Z100 (3M)	2.7
<i>Empacables</i>	
ALERT (Jeneric)	2.2
Pyramid (Bisco)	2.7
Surefil (Dentsply)	2.3
<i>Fluidas</i>	
Aelitflo (Bisco)	4.6
Flow-it! (Jeneric)	4.6
Revolution (Kerr)	5.5
Tetric Flor (Ivoclar)	4.4

Modificado de Mendez M. Resinas Compositas [2004].

Cuando la resina todavía no ha activado sus sistemas iniciadores, las moléculas de la matriz de una resina compuesta se encuentran separadas por una distancia promedio de 0.340 nm, esta distancia está dada por la fuerzas de Van der Waals ejercidas por los elementos que conforman a cada monómero; al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 0.154 nm. Al final y en conjunto, el material polimerizado es más compacto y con volumen menor a cuando éste no había sufrido cambios^{1, 4-6}.



Tomado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

La contracción volumétrica depende ampliamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros⁴. La contracción por polimerización de moléculas de bajo peso molecular es mayor comparada con monómeros de alto peso molecular⁶. Pudiera pensarse que el empleo de monómeros con un elevado peso molecular podría reducir significativamente la contracción que se produce al polimerizar, sin embargo, la característica de éstos compuestos es su alta viscosidad⁵, lo que hace muy difícil su manipulación.

Tabla 7

Relación entre el peso molecular, viscosidad y contracción por polimerización de monómeros dentales.

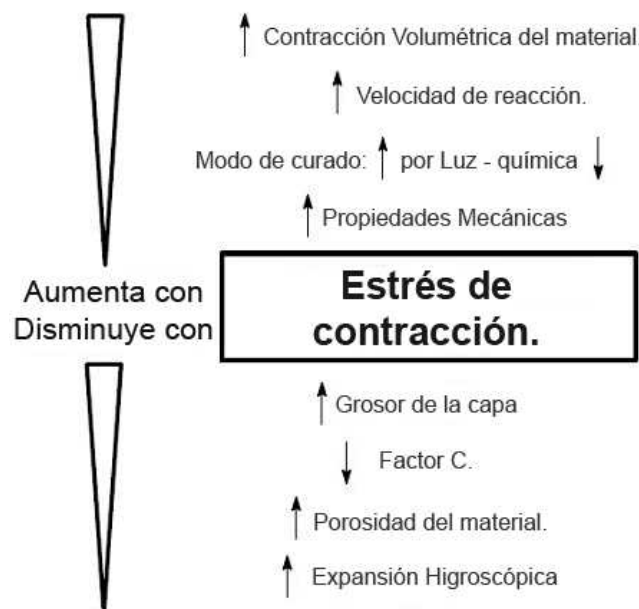
Monómero	Peso Molecular (g/mol)	Viscosidad (mPas)	ΔV_p (%)
TEGDMA	286	100	14.3
TCDMA	332	110	7.1
UDMA	470	5,000–10,000	6.7
Bis-GMA	512	500,000–800,000	

Modificado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

Los sistemas de monómeros que actualmente se ocupan en la fabricación de resinas compuestas para uso dental tienen una contracción por polimerización que oscila entre el 6.1% y el 14.3%⁴.

La contracción por polimerización también está determinada por otros factores; el modo de activación para la polimerización, así como los tipos y concentración de los iniciadores regulan el grado de conversión y la cinética de la reacción. Mientras más alto sea el valor del grado de conversión de la resina, mayor será la contracción del polímero, contribuyendo a mayor estrés. De forma similar, una polimerización muy rápida del material implica que la matriz orgánica que está polimerizando tenga una gran cantidad de energía cinética, éste movimiento acelerado de las moléculas, produce rápidamente rigidez al polímero en formación, lo que resultará en el desarrollo de estrés por contracción más rápido que comparado con un proceso de polimerización más lento²⁰.

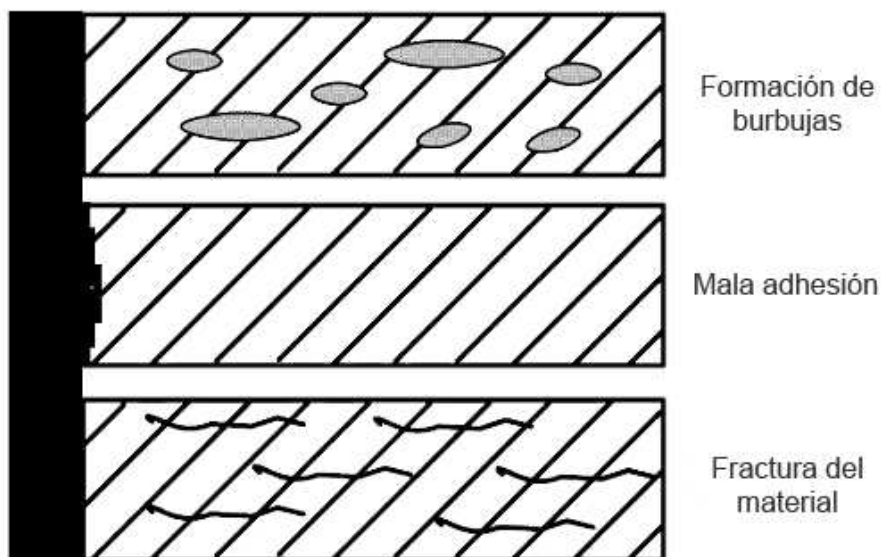
La contracción asociada a la cinética de reacción es más marcada en los materiales que endurecen a través de fotoactivadores, esto debido al gran número de radicales libres que se forman, traduciéndose en un mayor grado de conversión de moléculas; en comparación con los materiales autopolimerizables, el número de radicales libres formados, y por lo tanto el grado de conversión, no es tan elevado, produciéndose valores menores de estrés por contracción²¹.



Parámetros que influyen la formación de estrés ocasionado por la contracción por polimerización.
 Modificado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

Si nos ubicamos dentro de una restauración con resina compuesta, la contracción por polimerización origina estrés de tipo residual, es decir, que las resinas al polimerizar produce y acumula estrés que permanece dentro de la restauración sin poder disiparse por completo¹. A esto debemos sumarle que si la adhesión de la resina a las paredes cavitarias restringe los cambios volumétricos, el estrés es entonces transferido directamente al diente⁵. En los dimetacrilatos, alrededor del 80% de ésta contracción por polimerización resulta en la formación de estrés dentro de la estructura del diente¹⁴.

La contracción por polimerización causa varios problemas, el primero de ellos, como ya se dijo, es la producción de tensiones internas, las cuales pueden provocar la formación de microfracturas o microburbujas, lo que debilita las propiedades del polímero formado^{5, 7}. En las resinas compuestas utilizadas para restauraciones dentales, el problema radica en que esta contracción del material debilita la adhesión a la superficie del diente¹⁴. Precisamente, cuando la tensión originada por la contracción por polimerización excede la fuerza de adhesión entre el diente y la resina, se forman brechas a lo largo de ésta interfase²².



Problemas más comunes ocasionados por la contracción por polimerización.

Modificado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001; 26:535-76.

Estudios recientes demuestran que el porcentaje de brechas formadas entre la dentina y la resina compuesta colocadas *in vivo* varía entre el 14 y el 54% del total de la superficie, dependiendo de los materiales y la técnica usada²⁰.

La formación de brechas en éstas superficies dan cabida a la entrada de fluidos orales, los cuales contienen bacterias, que probablemente sean la causa de sensibilidad postoperatoria y caries recurrente²³.

La contracción por polimerización es uno de los principales factores que determinan la longevidad de las restauraciones con resina compuesta³.

IV.IV Relajación del estrés.

El estrés interno del complejo diente-adhesivo-material restaurador puede llegar a relajarse²⁴.

La causa principal de la relajación del estrés es la expansión higroscópica del material al absorbe agua de su entorno y, en algunos casos puede resultar en una expansión que iguale la contracción previa sufrida por el material.²⁴

La tasa de relajación por absorción acuosa depende principalmente del tipo de resina, el tipo de adhesión matriz-relleno, el grado de polimerización de la resina y de su accesibilidad al agua²⁴.

¿De qué manera influyen éstos factores la cantidad de agua que puede absorber una resina? Aquí la explicación:

Una *interfase resina-relleno* imperfecta puede formar canales para la absorción de agua, que son favorables desde el punto de vista de la relajación del estrés, sin embargo, son desfavorables desde el punto de vista de la estabilidad mecánica del material²⁴.

El *grado de polimerización* afecta la saturación de grupos activos en el polímero formado, mientras más alto sea éste menor es la posibilidad de absorción acuosa por parte del material y, por lo tanto, menor la posibilidad de relajación del mismo²⁴.

IV.V Conociendo al factor C.

Cuando polimeriza una resina, ésta tratará de contraerse, pero como supuestamente se encuentra bien adherida a las paredes de la cavidad, no podrá hacerlo, y utilizará como vía de escape de las tensiones alguna superficie libre de la restauración²⁵.

Si consideramos que una preparación cavitaria posee varias paredes y que la contracción por polimerización se encuentra dirigida hacia cada una de ellas, entonces surge el problema de que cada pared jala la resina hacia su lado, generando un juego de tensiones donde la pared con más bajo valor de adhesión sufrirá el despegamiento de la restauración²⁵⁻²⁶.

De ésta forma surge el concepto de Factor de Configuración de las preparaciones dentarias, mejor conocido con el nombre de Factor C, publicado por Feilzer en el año de 1987^{5, 25}.

Se puede definir al factor C como el resultado de dividir la cantidad de paredes donde habrá adhesión [superficie adherida] por la cantidad de paredes libre de adhesión [superficie libre], dándonos la siguiente fórmula: $C = \text{Sup. Adherida} / \text{Sup. Libre}$ ²⁵.

El factor C es vital para poder predecir la cantidad de estrés que sufrirá una restauración con resina compuesta durante su contracción. Las superficies libres que no están adheridas a alguna de las paredes del diente sirven para aliviar la formación de estrés; entre mayores sean éstas superficies en proporción a las que si están adheridas, la disipación de estrés será mayor²⁶⁻²⁷.

Conforme a esto, el factor C aumentará en preparaciones oclusales Clase I, en donde será de 5 y disminuirá a medida que existan más superficies libres como en una clase IV²⁵.

Varios estudios han resaltado la disminución de las fuerzas adhesivas en cavidades con un índice de Factor C elevado, y es en este tipo de restauraciones donde se vuelve muy importante que las fuerzas de adhesión sean fuertes para mantener la interfase adhesiva intacta y no exista formación de brechas^{5, 27}.

IV.VI Alternativas para la reducción del estrés originado por la contracción por polimerización.

La causa principal del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas es la caries secundaria¹. Éste fenómeno guarda relación directa con la contracción volumétrica que sufre la resina durante su polimerización y el estrés asociado a ésta. La tensión generada durante el proceso de polimerización afecta la zona de interfase diente-material restaurador, siendo capaz de provocar microcraks o fallos de la unión⁴.

La magnitud del stress de polimerización y la contracción total de la restauración, depende directamente del módulo de elasticidad, capacidad de fluir y deformación del composite, del uso de bases, del sistema de adhesión dental, método y sistema de fotocurado, entre otros¹.

Se han intentado dos tipos de procedimientos con la finalidad de superar el problema de la concentración de tensiones y fallo marginal de los sistemas de resinas, el primero de ellos se basa en la modificación de la composición química de las resinas compuestas y el segundo de ellos se refiere al diseño de técnicas clínicas que limiten la contracción por polimerización⁹.

Estos métodos incluyen el uso de bases o liners elásticos, la técnica de colocación incremental de la resina, el desarrollo de fuentes de luz con incremento gradual de intensidad, e incluso el uso de monómeros diferentes al Bis-GMA²⁰.

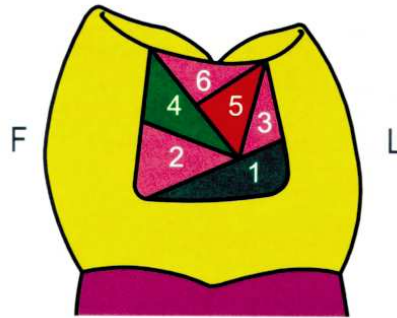
Bases o Liners elásticos:

Éste método fue propuesto por Unterbrink en 1999, cuando postuló el concepto de “pared cavitaria elástica”⁵. Éste concepto sostiene que materiales de bajo módulo de elasticidad y flexibles son capaces de compensar la contracción por polimerización de las resinas compuestas, esto bajo el precepto de que el material que funciona como adhesivo entre la pared del diente y la resina puede deformarse y de ésta forma absorber parte del estrés y conservar la integridad marginal de la restauración²⁸.

Para éste fin, los materiales de elección serían el ionómero de vidrio y las resinas fluidas, cuyas propiedades permiten el alivio del estrés originado por la contracción volumétrica de la resina^{5, 27}.

Técnica incremental:

La técnica de colocación incremental de la resina, fue una técnica sugerida para disminuir el desarrollo de estrés por polimerización en la resina, esto se consigue al disminuir el número de paredes al que la resina se adhiere al ser colocada²¹.



Representación esquemática de la técnica incremental para la colocación de resinas compuestas.
Tomado de Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. J Am Dent Assoc 2002;133(10):1387-98.

La ventaja de la técnica incremental radica en que la contracción sufrida por el primer incremento que contacta mínimamente las paredes cavitarias es compensada por el volumen que ocupa el material del incremento siguiente, de ésta forma, las consecuencias de la contracción por polimerización son menos negativas debido a que solamente la contracción que sufre el último incremento no podrá ser compensada⁵.

Teóricamente entonces, la cantidad de contracción sería mínima usando un número infinito de incrementos⁵, Sin embargo, eso no es del todo cierto si tomamos en cuenta algunas de éstas observaciones²⁹⁻³⁰:

- Los incrementos nuevos de resina son colocados sobre regiones de resina que no han sufrido su completa contracción de volumen, ya que, la resina continúa contrayéndose aún después de haber cesado la emisión de luz.
- La polimerización de los incrementos adicionales deforma con su propia contracción a los incrementos de resina previos.
- La adquisición total de las propiedades físicas de la resina no es inmediata, ya que después de 30 minutos de haber ocurrido la polimerización, sólo un porcentaje del 60% de las propiedades ha sido alcanzado.

Aunado a esto, diversos estudios demuestran que no hay una reducción significativa en la reducción de estrés o en la adaptación marginal cuando la resina compuesta es colocada en pequeños incrementos comparada con la inserción en bloque²¹.

Técnica de polimerización:

La industria trata de encontrar fuentes de luz que permitan la máxima conversión con el mínimo estrés de polimerización, ya que ello contribuirá a la mejora de las propiedades de los materiales compuestos; el uso de lámparas que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica es muy útil para disminuir la contracción volumétrica del composite⁴.

Es clínicamente posible reducir el grado de polimerización de la resina compuesta al disminuir la intensidad de luz usada para la fotoactivación. Se han desarrollado diferentes métodos de fotopolimerización como el incremento paulatino de la energía o el uso de luz a intervalos, esto con la finalidad de aumentar el módulo elástico de la resina compuesta. De ser efectivos, éstos nuevos métodos permitirán reducir el estrés por contracción y mejorarán la integridad marginal de la restauración de forma considerable, sin comprometer las propiedades mecánicas de la resina¹⁹⁻²⁰.

Existen pocos estudios que puedan corroborar esto. Bouschlicher y Rueggeberg en el año 2000, lograron reducir las fuerzas de contracción de una resina compuesta que fue fotocurada a través de una lámpara que emitía luz incremental gradualmente en comparación con el método de fotocurado tradicional. A pesar de éstos resultados, no hubo diferencia significativa en cuanto a la integridad de los márgenes de las restauraciones²⁰.

Por otro lado, algunas investigaciones han demostrado que las resinas que se fotocuran con emisiones de luz a intervalos, son más susceptibles a la degradación por etanol que las que se fotocuran usando luz continua, esto, a pesar, de que el grado de conversión es muy similar en ambos casos²¹.

Un efecto provocado por la polimerización a bajo nivel, que aún no queda del todo claro, es el resultado final en la estructura del polímero formado. Mientras algunos tienen la hipótesis de que la polimerización de bajo nivel puede resultar en largas cadenas de polímeros con pocos enlaces cruzados, alterando las propiedades del polímero, otros piensan no existen diferencias

en las propiedades de las cadenas poliméricas que han sido polimerizadas por diversas vías¹⁹⁻²⁰.

Otro aspecto de la fotoactivación que afecta al estrés de contracción es la cantidad total de energía que recibe la resina compuesta. Grandes cantidades de energía se traducen en mayores valores de estrés por contracción del material. Por si fuera poco, una mayor cantidad de energía no proporciona al material un aumento en el porcentaje del grado de conversión, ya que existe un límite en donde el incremento de la energía cedida a la resina no corresponde a incrementos significativos del grado de conversión²⁰.

Clínicamente es casi imposible determinar cuanta cantidad de energía nos daría la mejor relación entre grado de conversión, propiedades mecánicas y estrés de contracción; pero es muy importante tener en cuenta que la sobreexposición de la resina compuesta a la fuente de energía puede incrementar el riesgo de formación de brechas así como la acumulación de calor dentro del diente¹⁹⁻²⁰.

También, se ha encontrado que la reducción de la cantidad de fotoiniciador incluido en la fórmula de la resina compuesta, causa menor contracción por polimerización²².

V. Desarrollo de nuevos monómeros para resinas dentales.

Juzgando los cambios de formulaciones que han tenido los diversos sistemas de resinas a lo largo de su historia, la investigación dentro del campo de éstos materiales se ha centrado en mejorar los mecanismos de iniciación así como las mejoras en el relleno inorgánico, mientras que los monómeros en los cuales se basa han permanecido prácticamente sin cambiar³.

Actualmente, la matriz orgánica de las resinas compuestas está constituida por una mezcla de monómeros de dimetacrilatos basados en el Bis-GMA o alguna de sus variaciones³, los cuales tienen que cumplir con una serie de requerimientos básicos, entre los cuales se encuentran¹⁴:

- Gran reactividad entre ellos durante la polimerización.
- Bajo grado de contracción o expansión durante la polimerización.
- Propiedades mecánicas óptimas y resistencia al desgaste.
- Excelente resistencia a las condiciones orales.
- Capacidad de almacenaje.
- Baja toxicidad oral, así como no presentar efectos cancerígenos o mutagénicos.

El desarrollo de nuevos monómeros para la elaboración de resinas dentales restauradoras está motivado por el deseo de evitar algunos inconvenientes de las resinas actuales, entre ellos, el principal es la filtración marginal ocasionada por la contracción de polimerización¹⁴.

Se tiene como objetivo el crear resinas que puedan asumir nuevas funciones, como la liberación de iones fluoruro o bien, resinas que puedan tener efectos anticariogénicos sobre las piezas dentales tratadas⁶. Sin embargo, el tema principal al desarrollar un nuevo monómero para resinas dentales es el de crear uno con un bajo nivel de contracción de polimerización¹⁴.

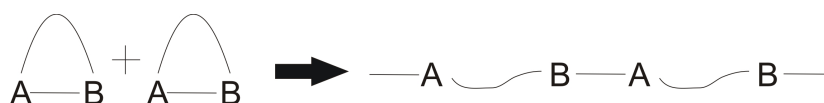
Actualmente, para mejorar el comportamiento clínico de las resinas dentales, se están llevando a cabo numerosas investigaciones, las cuales conducen a la obtención de nuevos materiales que puedan poseer las siguientes características⁶.

- Reducción de la contracción de polimerización para mejorar la adaptación marginal y evitar la aparición de caries recidivante.
- Liberación de fluoruro o algunas otras sustancias para reducir la caries recidivante.
- Mejorar las propiedades mecánicas.
- Mejorar la biocompatibilidad reduciendo la liberación de sus componentes al medio oral.

Por todo lo anteriormente expuesto, monómeros que polimericen sin tener una contracción, o bien, que al polimerizar tengan una ligera expansión, son de gran utilidad en la aplicación clínica práctica³¹, por ésta razón, las líneas de investigación se centran en la obtención de nuevos monómeros que muestren éste comportamiento: monómeros que polimerizan a través de la apertura de anillos, monómeros que polimerizan a través de enlaces cruzados y conforman a un polímero con una nueva estructura y monómeros acídicos^{6, 14, 32}.

VI. Monómeros cíclicos que polimerizan por apertura de anillos.

Se entiende por polimerización por apertura de anillos a aquella en la que un monómero cíclico es convertido en un polímero que no contiene anillos o bien, contiene menos anillos que las unidades monoméricas. Los anillos del monómero, al reaccionar entre sí, se abren y se extienden a lo largo de una cadena polimérica¹⁷.



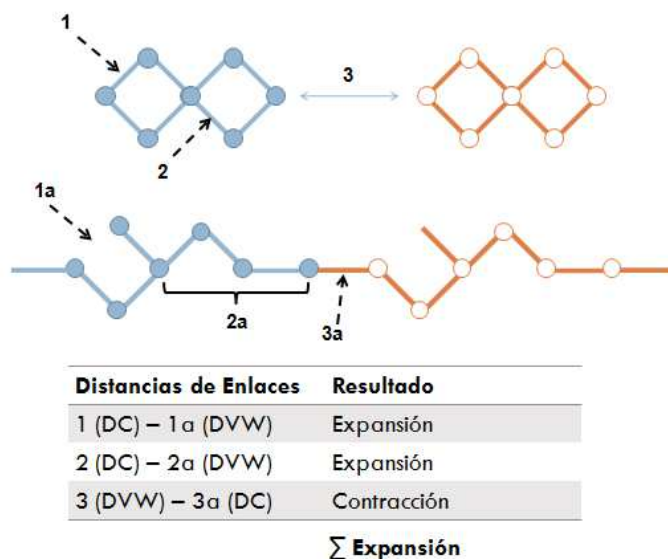
Representación esquemática de la polimerización por apertura de anillos.

Modificado de Jenkins AD, Kratochvíl P, Stepto RFT, Suter UW. Glossary of basic terms in polymer science. Pure Appl. Chem. 1996;68:25.

La polimerización por apertura de anillos es una reacción de adición, en dónde la parte terminal del polímero actúa como centro reactivo, donde más adelante otros monómeros cíclicos se unen para formar una larga cadena polimérica³³.

Los cambios de volumen que se producen durante la polimerización de éste tipo de monómeros están influenciados por el tamaño del anillo, el número de anillos por unidad de volumen y el efecto de la apertura del anillo, es decir, mientras más grande sea el anillo, más pequeña es la contracción¹⁴.

Éste tipo de polimerización fue descrita por primera vez en el año de 1972 por Bailey¹⁴ de la siguiente manera:



Representación esquemática de la polimerización por apertura de anillos.

Modificado de Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105(2):97-116..

De acuerdo a esto, por cada enlace que va de Van der Waals a enlace covalente, al menos dos anillos se abren durante la polimerización³. Por lo que la contracción producida por la formación de el enlace covalente, puede ser compensada con la expansión de volumen que se produce al romperse dos anillos³¹.

El interés por la aplicación de éste tipo de compuestos en resinas dentales se deriva por que presentan de 30 o 40% menos contracción que los metacrilatos que actualmente se ocupan³⁴.

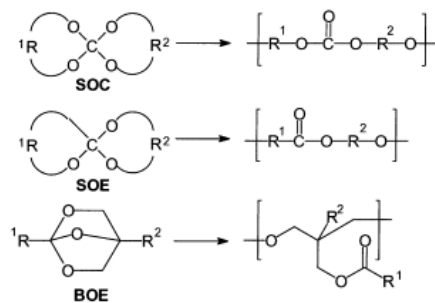
En la actualidad, se ha experimentado con tres tipos de monómeros cíclicos que polimerizan a través de éste sistema: espiro ortocarbonatos, éteres cíclicos y un grupo diferente conformado por acetales cíclicos y vinilciclopropanos^{6, 14}.

VI.I Espiroortocarbonatos (SOC).

Los ortocarbonatos, son ésteres del Ácido Ortocarboxílico, donde hay 4 átomos de oxígeno unidos a un carbono; el término 'espiro' significa que ése carbono simple es común para dos sistemas cíclicos³.

Éstos compuestos fueron patentados por Bailey hace alrededor de 20 años, y a partir del concepto de la polimerización por apertura de anillos propuesta por este personaje, se iniciaron importantes estudios e investigaciones basadas en la síntesis de monómeros que polimerizaran por éste método⁶.

El primer SOC utilizado para elaborar una resina dental fue el 3,9-dimetileno-1,5,7,11 tetraoxaspiro. Éste fue utilizado como diluyente de una resina de BisGMA. El resultado obtenido fue que en la resina polimerizada se encontraba a éste monómero sin reaccionar⁶.



Ejemplo de la estructura básica de un monómero cíclico al expanderse.

Tomado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

A partir de éste experimento, fueron sintetizados más monómeros de tipo SOC, logrando la polimerización adecuada de éstos compuestos y un grado de conversión que variaba entre el 45 y el 85%⁶.

Durante la polimerización de estos compuestos, cada enlace covalente formado presenta la misma distancia intermolecular entre monómero y monómero que la que está presente cuando están unidos por fuerzas de Van der Waals³.

Con los espiroortocarbonatos, utilizados como componentes de las resinas dentales compuestas, se ha logrado niveles iguales de contracción por polimerización y el doble de la fuerza de adhesión de la resina al esmalte grabado, que en un grupo control³.

Se ha intentado realizar formulaciones que contengan combinaciones de Bis-GMA: TEGDMA con espiroortocarbonatos, y aunque éstas formulaciones mostraron cierta reducción en la contracción por polimerización cuando fueron comparadas con un grupo control, su contracción

aún es significativo. Éste resultado puede ser explicado por la poca reactividad que tienen estos monómeros cíclicos³.

A pesar de propiedades que presentan éste tipo de compuestos, poseen muchas desventajas que han obligado a la experimentación con otros compuestos. Entre las principales desventajas que tienen los SOC están: al ser cristalinos, su incorporación a la fórmula de la resina dental es difícil; son menos reactivos que los metacrilatos, por lo que necesitan de un prolongado tiempo de radiación de luz para poder polimerizar; son muy sensibles a la humedad y tienden muy fácil a la decoloración⁶.

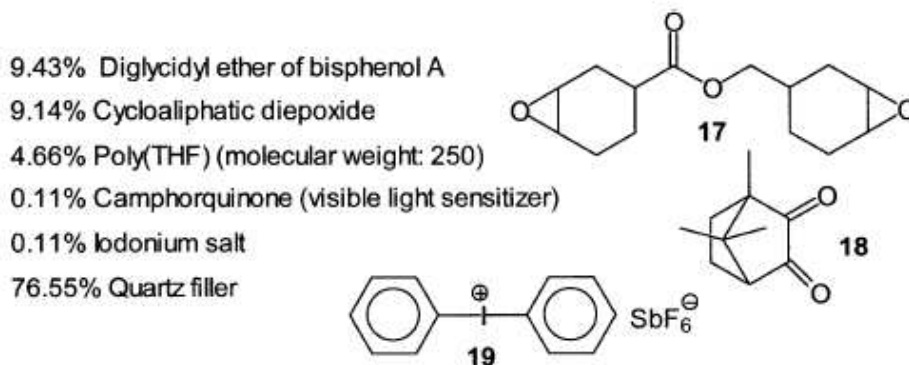
Desventajas	Consecuencias
Solubilidad limitada de los SOC.	Dificultad para incorporarlos en una resina dental.
Los SOC son menos reactivos que los metacrilatos.	Se necesita de mayor tiempo de irradiación para lograr un grado de conversión adecuado.
A temperatura ambiente, la apertura de anillos durante le polimerización es incompleta.	<i>In vivo</i> , los SOC tendrían bajo potencial para la reducción de contracción de la resina.
Altamente sensibles al agua y compuestos acídicos.	Estabilidad de almacenamiento baja.
Polímeros formados por SOC muestran una baja estabilidad a rayos UV.	Decoloración de la resina compuesta.

Desventajas y consecuencias de la incorporación de SOC a resinas dentales.

Tomado de Maszner N, Salz U. *New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci.* 2001;26:535-76.

VI.II Eteres cíclicos.

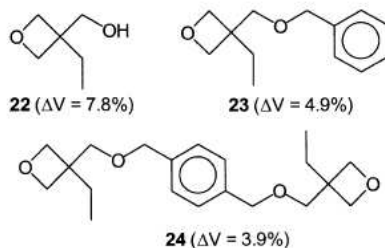
Éstos monómeros forman parte de los compuestos epóxicos cicloalifáticos, los cuales han demostrado poseer una menor contracción de polimerización en comparación con los metacrilatos. Además, éstos compuestos son lo suficientemente reactivos como para ser polimerizados en un lapso de tiempo aceptable y usando una lámpara de luz convencional⁶.



Composición de una resina compuesta experimental a base de Éteres Cíclicos.

Tomado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

Otros compuestos que caben dentro de este grupo son los oxetanos, cuya polimerización por apertura de anillo también se caracteriza por una menor contracción de polimerización comparada con el metilmetacrilato⁶. La contracción volumétrica de estos compuestos experimentales varía del 3.9% al 7.8 %¹⁴.



Contracción volumétrica durante la polimerización de éteres cíclicos.

Tomado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

Además de la baja contracción de polimerización, los éteres cíclicos también presentan ventajas muy significativas, de las cuales destacan la baja sensibilidad al oxígeno, excelentes propiedades adhesivas del polímero formado y buena resistencia⁶.

Por el contrario, los éteres cíclicos también presentan ciertas desventajas, entre estas están una alta sensibilidad al agua y a los compuestos ácidos, además del riesgo de toxicidad por parte de los epóxidos contenidos en su estructura¹⁴.

Ventajas	Desventajas
Baja contracción por polimerización.	La velocidad de reacción es muy baja a temperatura ambiente.
Baja sensibilidad al oxígeno.	Alta sensibilidad a compuestos básicos.
Excelente adhesión.	Sensibilidad a la humedad.
Buena resistencia del polímero formado.	Estabilidad de almacenamiento baja.
Es posible su integración a una resina compuesta a base de metacrilato.	Potencialmente tóxico.
	Falta de estudios con éste tipo de materiales.

Ventajas y desventajas de resinas compuestas fotocurables basadas en la polimerización por apertura de anillos de éteres cíclicos.

Tomado de Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. Prog. Polym. Sci. 2001;26:535-76.

VI.III Acetales cíclicos.

Se ha experimentado con éste tipo de compuestos ya que han demostrado que polimerizan a través de apertura de anillos. Y además de esto, presentan una expansión de volumen de 2.9% durante su polimerización⁶.

Éstos compuestos, sin embargo, no son estables en su almacenamiento y tienden a un endurecimiento espontáneo después de algunos días. Además, han demostrado ser menos reactivos que los monómeros de metacrilato y el polímero que se forma a partir de éstos compuestos posee gran flexibilidad, en detrimento de la resistencia del material⁶

VI.IV Vinilciclopropanos.

Éstos compuestos son bien conocidos por ser monómeros de baja contracción de polimerización, sin embargo, al igual que los acetales cíclicos, el polímero formado por éste tipo de compuestos es muy flexible, y su temperatura de transición vítrea, de unos 40°C es muy bajo para poder ser aplicado en el medio oral⁶. Sin embargo, el uso de algunos sustituyentes en la cadena polimérica pueden incrementar ésta temperatura, y, de ésta forma, poder ser utilizado como un material restaurador¹⁴.

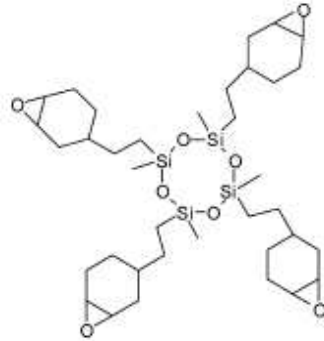
Se ha encontrado que éste tipo de compuestos son menos reactivos que los metacrilatos⁶. A pesar de esto, podemos encontrar algunas ventajas que lo hacen como un candidato ideal para la elaboración de una resina compuesta, entre estas encontramos la de ser insoluble en solventes orgánicos, presentar una expansión de polimerización de entre el 1 y el 3.9%, son estables en la presencia de humedad e impurezas, así como baja toxicidad oral, y ausencia de efectos mutagénicos y menor citotoxicidad que los metacrilatos utilizados comúnmente¹⁴.

VI.V Siloranos.

Recientemente, un nuevo tipo de monómeros han sido introducidos para restauraciones dentales; éstos monómeros, conocidos con el nombre de siloranos, se denominan así por sus componentes: siloxanos y oxiranos³³.

El grupo químico de los siloxanos es utilizado como columna vertebral de la resina; esto compuestos se introdujeron gracias a que proveen una naturaleza más hidrofóbica al material,

esto es de mucha importancia, ya que la absorción de agua limita la resistencia intraoral de la resina^{32, 35-36}.



Silorano.

Tomado de Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21(1):68-74.

Además, los compuestos hidrofóbicos no absorben los pigmentos que contienen los alimentos que son ingeridos por lo que son mucho menos sensibles que los materiales hidrofílicos a la tinción de éste tipo³⁶.

De igual forma que los monómeros descritos anteriormente, los siloranos polimerizan por la vía de la apertura de anillos. Las principales ventajas de este nuevo tipo de compuestos, son la baja contracción por polimerización y la ausencia de la capa libre de oxígeno. Las resinas compuestas basadas en siloranos poseen una contracción volumétrica que va del 0.94% al 0.99%^{32-33, 36}.

Los siloranos revelan propiedades físicas comparables a las resinas compuestas que están basadas en metacrilatos³⁶; también, estudios toxicológicos revelan que los composites basados en siloranos son totalmente biocompatibles^{1, 32}.

	Silorane	Filtek Z250	Filtek P60	Tetric Ceram	Spectrum TPH
Estabilidad a la luz ambiental (s)	640	55	50	90	40
Resistencia a la compresión (MPa)	365 (19) ^a	430 (31) ^b	394 (46) ^{ab}	352 (35) ^a	383 (18) ^a
Resistencia Flexural (MPa)	120 (12) ^c	166 (28) ^d	144 (23) ^{cd}	125 (14) ^c	139 (14) ^{cd}
Mod. E (GPa)	10.2 (0.1) ^f	13.1 (0.1) ^h	11.8 (1.0) ^{gh}	8.9 (0.2) ^e	10.6 (0.5) ^{fg}

Standard deviations are given in brackets. Data were analyzed by 1-way ANOVA and 2 sample t test ($p < 0.05$). Means with the same superscripts are statistically the same.

Propiedades físicas de siloranos y metacrilatos.

Tomado de Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21(1):68-74.

Conclusiones.

Sin duda alguna, las resinas compuestas se han convertido en uno de los materiales de obturación preferidos por muchos dentistas para la restauración directa de dientes. Sus propiedades estéticas, presentaciones y propiedades físicas y químicas le dan una gran variedad de indicaciones terapéuticas, esto aunado a que su retención se logra una técnica adhesiva y por lo tanto, no requiere de un diseño cavitario, la preservación de estructura dentaria es mayor y, por lo tanto, permiten la práctica de una odontología conservadora.

Con el paso del tiempo, se han logrado muchos avances en el terreno de éstos materiales, logrando mejorar su comportamiento dentro de la cavidad bucal, sin embargo, el gran problema de las resinas compuestas, la contracción por polimerización, no ha sido solventado del todo.

En base a todo lo que ya se ha intentado para disminuir este problema, puedo afirmar que el futuro de éste tipo de materiales se encuentra en los cambios en su formulación química, mediante la elaboración de nuevos monómeros.

Hoy en día numerosas investigaciones intentan utilizar nuevos compuestos químicos que reemplacen al tradicional Bis-GMA, sustituyéndolo por numerosas moléculas nuevas, como los siloranos, y aunque los resultados en este rubro son alentadores, considero que no se han hecho la suficiente cantidad de pruebas como para determinar que ése problema se ha logrado eliminar.

Es importante, continuar con las investigaciones al respecto, hasta lograr encontrar aquel material que pueda ser considerado como el material de restauración ideal.

Bibliografía

1. Rodriguez D, Pereira N. Evolución y tendencias actuales en Resinas Compuestas. *Acta Odontológica Venezolana* 2008;46:19.
2. Chain M, Baratieri L. Restauraciones Estéticas con Resina Compuesta en Dientes Posteriores. Sao Paulo, BR.: Artes Médicas Lationamerica; 2001.
3. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105(2):97-116.
4. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11(2):E215-20.
5. Mendez M. *Resinas Compositas* [2004].
6. Moszner N, Salz U. New development of polymeric dental composites. *Prog. Polym. Sci.* 2001;26:535-76.
7. Cehreli MC, Canay S. Comparison of post-gel shrinkage strains in light-polymerized composite resins. *J Prosthet Dent* 2002;88(5):461-6.
8. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16(6):417-22.
9. Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11th ed. Madrid, España.: Saunders; 2004.
10. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG. Chemistry of Silanes: Interfaces in Dental Polymers and Composites. *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.* 2005;110:541-58.
11. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;8(5):310-9.
12. Lang BR, Jaarda M, Wang RF. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil* 1992;19(6):569-84.
13. Wei S, Tang E. *Composite Resins: A Review of the Types, Properties and Restoration Techniques*. University of Malaya. Faculty of Dentistry. Malaysia: University of Malaya. Faculty of Dentistry.; 1998.
14. Shalaby S. Composite for Dental Restoratives. In: Press C, editor. *Polymers for dental and orthopedic applications*. Boca Raton, FL; 2007. p. 13-69.
15. Söderholm K. *Restorative Resins*; 1999.
16. Tanoue N, Mikami A, Atsuta M, Matsumura H. Effects of monomer composition and original filler content on filler loading in the resulting centrifuged composites. *Dent Mater J* 2007;26(4):501-5.
17. Jenkins AD, Kratochvíl P, Stepto RFT, Suter UW. Glossary of basic terms in polymer science. *Pure Appl. Chem.* 1996;68:25.
18. Mallat E. Grado de conversión de los composites: que es, que importancia tiene y qué factores influyen en él. *Geodental*; 2002.
19. Nakfoor B, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Effect of a light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. *J Esthet Restor Dent* 2005;17(2):110-6; discussion 17.
20. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(3):176-84.
21. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):962-70.

22. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000;131(4):497-503.
23. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc* 2002;133(10):1387-98.
24. Macorra JC. Polymerization Contraction of composite resin restorative materials. *Odontología Conservadora* 1999;2:27-35.
25. Bertoldi A. *Odontología Restauradora y Salud Pulpar*. Red Dental. Buenos Aires; 2008.
26. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater* 2004;20(6):535-42.
27. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 2000;131 Suppl:26S-30S.
28. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999;30(4):249-57.
29. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater* 2004;20(3):236-43.
30. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 1996;75(3):871-8.
31. Park YJ, No KH, Kim JH, Suh I-H. Synthesis and X-ray Crystallographic Characterization of Spiro Orthocarbonates. *Bull. Korean Chem. Soc.* 1992;13:375-81.
32. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J* 2006;25(3):445-54.
33. Duarte S, Jr., Botta AC, Phark JH, Sadan A. Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. *Quintessence Int* 2009;40(8):631-8.
34. Stansbury JW, Dickens B, Liu DW. Preparation and characterization of cyclopolymerizable resin formulations. *J Dent Res* 1995;74(4):1110-5.
35. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent* 2006;34(6):405-10.
36. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21(1):68-74.