



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PRESENCIA DE MONÓMERO RESIDUAL EN LAS RESINAS
COMPUESTAS.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

MARTHA GRISELDA ANGOA DOMÍNGUEZ

TUTOR: C.D. RODRIGO DANIEL HERNÁNDEZ MEDINA

MÉXICO, D.F.

2010



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

1. Introducción.....	6
2. Propósitos.....	7
3. Objetivos.....	7
3.1. Objetivos específicos.....	7
4. Marco teórico.....	8
4.1. Resinas compuestas.....	8
4.2. Evolución de las fórmulas de resinas compuestas.....	13
4.3. Composición de las resinas compuestas.....	17
4.4. Clasificación de las resinas compuestas.....	22
4.4.1. Según el tamaño de la partícula de relleno.....	23
4.4.1.1. Macrorelleno.....	23
4.4.1.2. Microrelleno.....	24
4.4.1.3. Híbridas.....	25
4.4.1.4. Híbridas modernas.....	26
4.4.1.5. Nanorelleno.....	26
4.4.2. Según su forma de polimerización.....	27
4.4.2.1. Autopolimerizables.....	27
4.4.2.2. Fotopolimerizables.....	28
4.4.2.2.1. Lámparas de fotopolimerización.....	29
4.4.2.2.2. Generalidades.....	29
4.4.2.2.3. Lámparas de luz halógena.....	30
4.4.2.2.4. Lámparas de arco de plasma (Xenón ARC Lamps, PAC).....	31
4.4.2.2.5. Lámparas de L.A.S.E.R.....	33
4.4.2.2.6. Lámparas de LED.....	34
4.5. Propiedades de las resinas compuestas.....	36
4.5.1. Resistencia al desgaste.....	36
4.5.2. Textura superficial.....	37

4.5.3. Coeficiente de expansión lineal térmica.....	38
4.5.4. Dureza.	38
4.5.5. Sorción acuosa.	39
4.5.6. Resistencia a la fractura.	39
4.5.7. Resistencia a la compresión y a la tracción.	39
4.5.8. Módulo de elasticidad.	40
4.5.9. Estabilidad del color.	40
4.5.10. Radiopacidad.	41
4.5.11. Contracción de polimerización.	41
4.5.11.1. Factor de configuración geométrica (Factor C).....	43
4.6. Biocompatibilidad de las resinas compuestas.....	44
4.6.1. Grado de conversión.....	47
4.6.2. Monómero residual.....	51
4.6.3. Daño pulpar.....	53
5. Conclusiones.....	55
6. Bibliografía.....	57

A díos.

Por permítirme una vida llena de dicha y felicidad, por estar a mí lado en este largo camino.

A mis padres.

Mamá. Por siempre impulsarme a seguir adelante y nunca dejarme caer, por tus sacrificios, tu apoyo incondicional, por siempre dejarme disfrutar mis éxitos y aprender de mis fracasos, por confiar en mí, por todo tu amor. Gracias

Papá por todo tu esfuerzo, por tu apoyo infinito, por creer en mí, por tu amor y cariño. Gracias.

A mis hermanos.

Alma, Juan, Beto, Cesar, Paty, por siempre estar a mí lado, por apoyarme cuando los necesite por creer y ayudarme a superarme, en especial a tí Juan por tu apoyo incondicional, que a pesar de estar tan lejos, siempre estas en mí corazón por ser ese guía y ser mí ejemplo a seguir.

Los amo.

A mis niños.

Por que este logro es para ustedes por que siempre tendrán a su tía para apoyarlo incondicionalmente así como ustedes siempre me han hecho sonreír.

A mis amigos.

Que siempre estuvieron junto a mí en este largo camino, con quienes reí y llore, por su apoyo, por estar cuando los necesite.

A mi tutor

Rodrigo D. Hernández Medina, por apoyarme en este proyecto para concluir mi carrera, por su tiempo y dedicación, por su apoyo, por transmitirme su conocimiento y por brindarme su amistad.

Al Dr. Gastón Romero Grande y colaboradores por permitirme terminar este proyecto y colaborar en la última enseñanza de mi carrera.

A la Universidad Autónoma De México, por permitirme ser una universitaria por abrirme las puertas del conocimiento para lograr un sueño más. A la Facultad de Odontología por todas sus enseñanzas por permitirme formarme como una profesionista y sobre todo por toda experiencia vivida durante está por que ahora sere una cirujana dentista.

A tí amor.

Por permitirme ser parte de tí por ser esa persona que siempre ha sufrido y disfrutado junto a mí, con quien siempre caminaré, por tu apoyo incondicional, por todo y mucho mas por que sin tí no lo habría logrado por que TE AMO. Gracias.

M. Griselda Angoa Domínguez.

Presencia de monómero residual en las resinas compuestas.

1. Introducción.

Se presenta la siguiente investigación con el fin de obtener un conocimiento más amplio acerca del monómero residual que podemos encontrar en las resinas compuestas, una vez realizado el procedimiento de curado de la misma.

De la misma manera, es deseable tener un mejor conocimiento de los aspectos que impliquen la presencia de éste en relación con el tejido pulpar y sus posibles inconvenientes; para poder entender el fenómeno que se produce en las resinas compuestas, también tendremos que conocer sobre el grado de conversión, ya que este es un punto clave para que se obtenga como resultado cierta cantidad de monómero residual, teniendo en cuenta que dependerá de la matriz orgánica que se emplee y también de la forma de polimerización.

El grado de conversión en las resinas compuestas permitirá la formación del monómero residual, si este factor es menor a la hora de ser polimerizado, obtendremos resinas de menor calidad, mayor contracción, por lo tanto menor sellado marginal, menor adhesividad, menor resistencia y por la presencia de resina sin polimerizar, podremos tener cierta irritabilidad pulpar.

El monómero residual es la cantidad de monómeros que no alcanzan a convertirse en polímeros, este es un compuesto de baja peso molecular y por tanto puede ser guiada hacia el exterior aun en los materiales ya polimerizados ya que ningún material alcanza su total polimerización.

2. Propósitos.

Entender los efectos que pueda tener la existencia del monómero residual en las resinas compuestas.

3. Objetivo General.

Realizar una revisión bibliográfica sobre la existencia del monómero residual presente en las resinas compuestas y si éste afecta el tejido pulpar.

3.1. Objetivos Específicos.

- Describir la composición de las resinas compuestas.
- Describir las formas de polimerización de las resinas compuestas.
- Describir el factor C y el grado de conversión como principales factores de la presencia del monómero residual.
- Mencionar los principales daños pulpares ocasionados por la presencia del monómero residual.

4. Marco teórico.

4.1. Resinas Compuestas.

Las resinas, se desarrollaron en Alemania desde 1930 aproximadamente, eran compuestos de monómero y polímero de metil metacrilato; de manera similar a los silicatos, sus propiedades físicas fueron suficientemente limitadas para desempeñarse como restauraciones directas.

Su alta contracción de polimerización (mayor a 7%), le proporciona un desajuste marginal desde su colocación inicial, lo mismo que su limitado coeficiente de expansión lineal térmico en correlación con los tejidos dentarios, provocando excesiva microfiltración. Su escasa resistencia a la abrasión y alta sorción de agua ocasionaron ablandamiento y gran variación de color y otras desventajas clínicas.

Algunas resinas simples fueron transformadas con rellenos de sílice, perfeccionando su resistencia, facilitando las investigaciones orientadas hacia el hallazgo de las resinas compuestas.

Las resinas compuestas se introdujeron en 1962 como consecuencia del trabajo realizado por el Dr. Rafael Bowen.¹

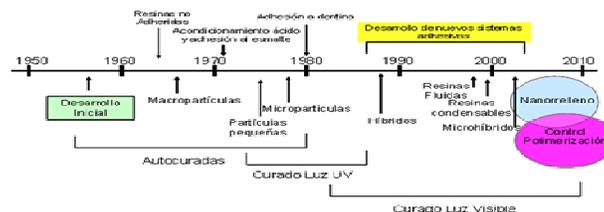


Fig. 1 Cronología del desarrollo de las resinas dentales.²

El Dr. Bowen hizo una mezcla de resinas acrílicas (derivados del ácido acrílico+ derivados del ácido metacrílico) con resinas epóxicas (éter diglicílico de bisfenol A), obteniendo como consecuencia un copolímero acrílico-epóxico: la molécula bisfenol-glicidilmetacrilato conocida como **BisGMA**.

En 1974 fueron mezcladas con resinas de menor viscosidad, el dimetacrilato de uretano (UDMA), en la actualidad, contienen otras resinas que disminuyen mas su viscosidad, como el trietilen-glicol-dímetacrilato o TEG-DMA, perfeccionando sus propiedades, una mejor manipulación para ser utilizadas en restauraciones directas.³

A partir de su aparición, estos materiales fueron corrigiendo las propiedades referidas de los silicatos y las resinas simples, así mejorando sus propiedades.

Continuamente, surgieron distintas fórmulas que han sido mejoradas paulatinamente en sus propiedades físico-mecánicas y estéticas, para lograr en la actualidad un mejor resultado en relación a la clínica desde el punto de vista estético (sector anterior) y funcional (sector posterior).

“Chang RHU, generó el primer producto pasta – líquido apareció en 1964, Addent de 3M. La primera resina compuesta pasta - pasta se comercializó en 1969 adaptic de J & J”.⁴



Fig. 2 Resina pasta- pasta. 5

Las resinas compuestas constituyen parte de los materiales restauradores en odontología como una alternativa muy trascendental en el área de la operatoria estética, así como de la prótesis dental, reemplazando en numerosas ocasiones a la cerámica dental con muy buenos resultados como es el caso de los materiales poliméricos llamados cerómeros o polividrios.

Los polímeros entre los que están las resinas compuestas son macromoléculas formadas por miles o millones de unidades, de ahí proviene el término *polímero* del griego *poly* muchos y *mer* unidad, el monómero está integrado por las unidades individuales que al unir por reacción química forman la cadena polimérica.

Tipos de polímeros.

Los polímeros pueden ser de origen natural o producto de la síntesis en el laboratorio, polímeros naturales como el almidón, el algodón, la lana, la seda y las proteínas son ejemplos de polímeros de nuestra vida diaria; los sintéticos son el caucho, plásticos, polietileno, nylon, policloruro de vinilo etc.

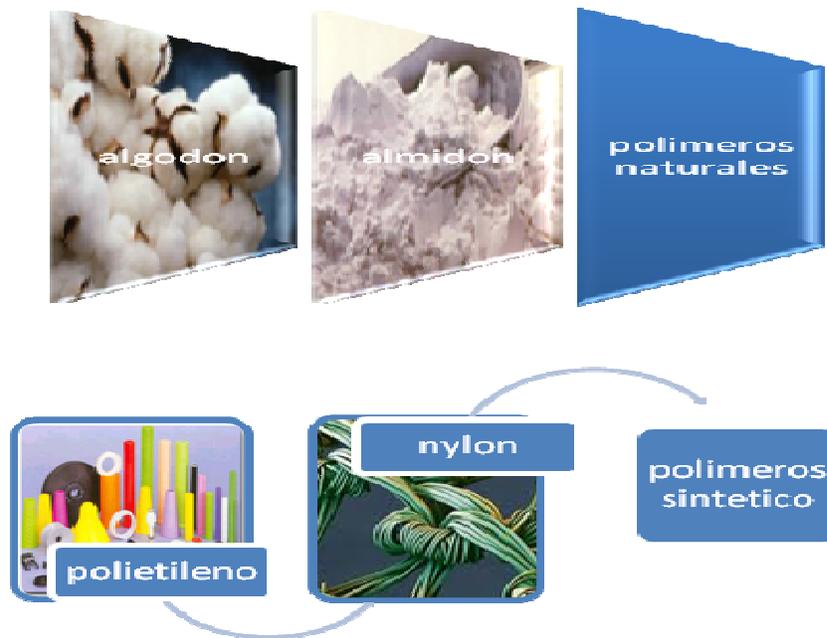


Fig. 3 Tipos de polímeros.

Resinas epóxicas.

Este grupo de resinas con propiedades específicas de unión a estructuras metálicas y a vidrio la hace de especial interés para uso en odontología, la molécula posee radicales terminales cíclicos llamados oxiranos; la molécula compleja epóxica presente en fórmulas de resinas compuestas es éter – diglicidilo de bisfenol A.

La estructura de la molécula de resinas compuestas según Bowen está formada por la molécula híbrida llamada BisGMA en su parte central de la resina epóxica pero los radicales terminales son grupo acrílicos o epóxicos.

Bowen se ve recompensado por los esfuerzos realizados al sintetizar un polímero reforzado que presenta características considerables de sus propiedades físico-mecánicas para ser utilizado como material estético, certificando su trabajo de investigación y su fórmula correspondiente patentando con el N° 3066, 12 de noviembre de 1962.

La molécula híbrida acrílica- epóxica constituye la fase orgánica, la cual por medio de los grupos terminales acrílicos puede polimerizar mediante la reacción con iniciadores como el peróxido de benzoilo y activadores como los procedentes de aminas terciarias, para realizar la polimerización de auto-curado. En cambio las resinas de foto-curado para realizar este proceso se realiza la adición de distintos iniciadores, obteniendo así la activación tanto con luz ultra-violeta como con luz visible.

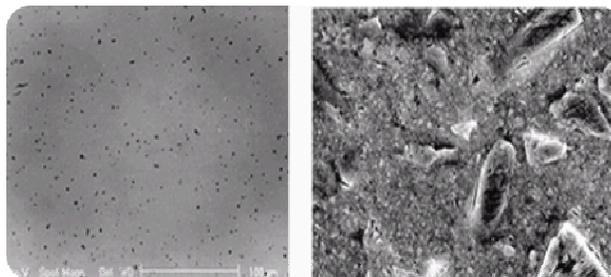


Fig. 4. Microscopias entre una matriz resinosa a base de Bis GMA sin Contenido inorgánico (izq.) y la misma matriz resinosa pero con contenido inorgánica (der.) unidas por un agente de tipo Silano. 6

La fase orgánica de BisGMA requería de un refuerzo que le confiere las características deseables tanto físicas como mecánicas para tener un buen comportamiento como material restaurador. Bowen agrega

partículas esféricas y varillas de cuarzo (SiO_2 — dióxido de silicio) con tamaño de partícula entre 1 a 100 μm .

La adición de la fase inorgánica de vidrio, no consiguió mejorar las características, pues el vidrio adicionado actuaba como un simple relleno, ya que no existía una unión química con la fase orgánica de resina. En la medida que se apliquen cargas, la fase orgánica sufrirá un deterioro progresivo y el vidrio se desintegrará y desprenderá fácilmente, provocando vacíos y poros de gran tamaño, ocasionando desperfectos de la textura superficial y del material de relleno. Por lo tanto, este material seguía siendo una mezcla de componentes.

Bowen logró la integración química por enlaces adhesivos entre las 2 fases cubriendo la superficie de las partículas de SiO_2 con un agente químico de acople llamado silano y con eso consigue la unión íntima adhesiva entre las fases, logrando que se forme un material compuesto que se comporta como una sola fase (matriz orgánica-silano-dióxido de silicio).

4.2. Evolución de las fórmulas de resinas compuestas.

Se partió de la fórmula de Bowen, que corresponde a la primera generación, donde los composites contenían vidrio silanizado con un grosor de partícula que iba de 1 a 100 μm , y ocupaban un volumen de 70% del material.

La primera generación (macrorelleno) tenía excelentes propiedades mecánicas, proporcionadas por la naturaleza y cantidad de refuerzo inorgánico agregado. Desgraciadamente, la calidad de superficie era muy pobre, mostrando clínicamente cambios de color y rugosidad superficial, con la fijación constante de pigmentos propios de la dieta normal.

La segunda generación (microrelleno) todavía se encuentra en la actualidad por sus excelentes características de pulimiento y textura superficial, además de su aspecto estético semejante a la del esmalte dental.

La estructura química en su porción orgánica, se fundamenta en su fórmula básica de BisGMA, y copolímeros que mejoran sus propiedades.

La diferencia en esta generación se mostró en esta fase vítrea silanizada, y la reducción de la dimensión de la partícula. Por consecuente se consiguió reducir el tamaño de la partícula de relleno a 0.04 y 0.06 μm ; el vidrio agregado alcanza una cantidad cercana al 50% de volumen. En efecto, sus características físico-mecánicas son levemente inferiores a las indicadas para las resinas convencionales compuestas de primera generación. De la misma forma se puede concluir un valor de coeficiente de expansión térmica levemente mayor.

		Primera generación	micropartícula
Carga (peso)	inorgánica	70%	40 a 50%
Coefficiente de expansión térmica	de	17-35	50-68
Dureza Knoop		55	22-36
Resistencia compresiva Mpa		210-300	170-400
Contracción polimerización	de	1 a 1.7 %	2 a 4 %

Tabla 1 Propiedades físico- mecánicas (según O'Brien).

La tercera y cuarta generación de composites pertenecen a los híbridos, cuando agregan dentro de la fase inorgánica de refuerzo, distintos tamaños de partículas de vidrio, el llamado vidrio disuelto de 0.04 micrómetros de dimensión de partícula.

La quinta generación se propuso como la primera generación para técnicas indirectas de laboratorio.

Por la difícil manipulación en la técnica directa en las restauraciones en dientes posteriores, con la perspectiva de realizar futuras restauraciones para coronas completas y otras como las incrustaciones, se elaboró esta formulación donde por medio de modelos elaborados a partir de impresiones, donde se modelan con resina dichas restauraciones, que posteriormente serían sometidas a

tratamientos térmicos, a partir de la cual se pretendía obtener un mejor grado de polimerización y en consecuencia, lograr mejores características físico-mecánicas.

La sexta generación de resinas compuestas pertenecen a las fórmulas contemporáneas, con mejores propiedades físico-mecánicas, y en específico con matices y opacidades distintas, una mejora visiblemente mayor en la mimetización con las estructuras contiguas. Los mencionados anteriormente son llamados híbridos, incorporando distintos tipos de vidrios de refuerzo, con grosores micrométricos diversos que van entre $2 \mu\text{m}$ y $0.04 \mu\text{m}$.

Se le agregaron vidrios de refuerzo con grosor submicrónico, con un promedio de grosor de $0.6 \mu\text{m}$. Su pequeño grosor de partícula asegura un óptimo y perdurable pulimento superficial.

Falta recordar la existencia de una séptima generación que ha sido renovada para ser utilizada en las técnicas indirectas para los cerómeros o polividrios por mencionar algunos, recordando que esta sería la 2ª generación de técnica indirecta.⁷

4.3. Composición de las resinas compuestas.

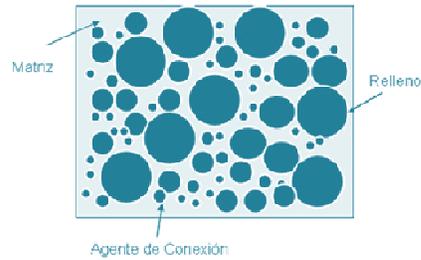


Fig.5. Componentes de las resinas compuestas.

Las resinas compuestas son materiales que están conformados por una matriz orgánica polimerizable y un relleno cerámico que le otorga las propiedades mecánicas y ópticas.

Los elementos que configuran elementalmente las resinas compuestas son:

- Matriz:** es la porción orgánica de la resina formando la parte continúa (BisGMA, UDMA).

- Relleno:** es la porción inorgánica constituida principalmente por partículas de refuerzo que forman la parte dispersa.

- Agente unión:** permite el acoplamiento del relleno con la matriz (principalmente silano).

- Activadores:** son las sustancias que producirán la polimerización, ya sea química, fotoquímica o dual.

- Pigmentos: son aquellos que le confieren el color similar al de los dientes.

- Inhibidores de la polimerización: permiten un tiempo de almacenamiento mayor y también aumentan el tiempo de trabajo. ⁸

Matriz orgánica:

Formada por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base frecuentemente usado durante aproximadamente los últimos 30 años, es el BisGMA (Bisfenol-A-Glicidil metacrilato).

Éste, en comparación con el metilmetacrilato, presenta un peso molecular mayor, provocando una disminución considerable en su contracción durante el proceso de polimerización. Sin embargo, su mayor peso molecular le confiere características limitantes, presentando mayor viscosidad, que resultan indeseables comprometiendo las características de manipulación. En condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del BisGMA es bajo.

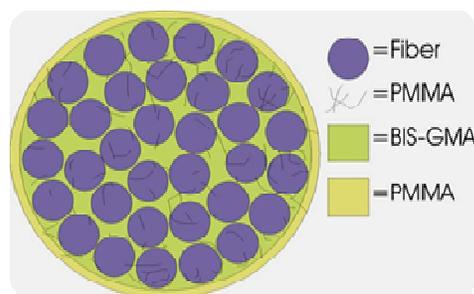


Fig. 6. Matriz orgánica.

Para disminuir tal viscosidad, se utilizan monómeros diluyentes, tales como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato).

En la actualidad la combinación BisGMA/TEGDMA es de los más utilizados en las resinas compuestas. Este sistema proporciona resultados clínicos visiblemente satisfactorios, existiendo aún propiedades que son necesarias mejorar, como la resistencia a la abrasión.⁹

En la actualidad, monómeros de menor viscosidad como el BisEMA (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), son incorporados en algunas resinas, agregando así, menor cantidad de TEGDMA. El BisEMA presenta mayor peso molecular y menos uniones dobles por unidades de peso, esto produce una reducción de la contracción de polimerización, concede una matriz más estable y tiene mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad. También el monómero utilizado, acompañado o no de BisGMA, es el UDMA (Dimetacrilato de Uretano), su ventaja es que tiene menor viscosidad y mayor flexibilidad, mejorando así la resistencia de la resina.¹⁰

Partículas de relleno.

Esta es la porción inorgánica constituida principalmente por partículas de refuerzo, estas son las que le confieren la estabilidad dimensional a la resina y mejoran sus características. Al ser agregadas estas

partículas disminuyen la contracción de polimerización, al impedir que los monómeros se acerquen mucho; la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica proporcionan un aumento de la resistencia a la tracción, compresión y abrasión, aumentando el módulo de elasticidad.

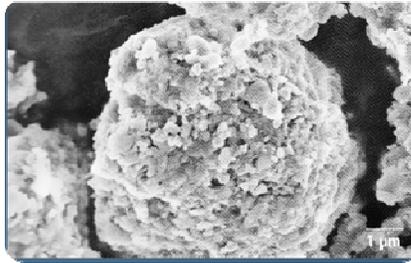


Fig. 7. Partícula de relleno.²⁸

Las partículas de relleno más utilizadas son:

- Cuarzo: son 2 veces más duras, proporcionan una mejor adhesión, es difícil obtener pequeñas partículas y menor susceptibilidad a la erosión, obteniendo dificultad al pulido.
- Sílice: presentan un tamaño aproximadamente de $0.04\mu\text{m}$ (micropartículas); son obtenidas a través de procesos pirolíticos o de precipitación (sílice coloidal).
- Bario: es muy tóxico, por tal motivo se encuentra en desuso.
- Estroncio: es más blando, sus partículas son más finas, mejorando el pulido, su presencia impide la retención de placa bacteriana así también impide la pigmentación y es radio-opaco.
- Hidroxiapatita Sintética: los cristales mejoran la situación física y estética.

Actualmente se pretende tener una disminución del tamaño de las partículas, haciendo esta que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a $0.04\mu\text{m}$.¹¹

Es importante destacar que entre mayor incorporación de relleno a la matriz, mejoran las propiedades de la resina, por lo que se consigue menor contracción de polimerización y microfiltración marginal.

Agente de unión.

Bowen señaló que las propiedades óptimas del material, van a depender de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se obtiene recubriendo las partículas de relleno con un agente de unión que presente características tanto de relleno como de matriz.

Esta unión es producto de una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en uno de sus extremo y un grupo metacrilato (C=C) en el otro.¹²

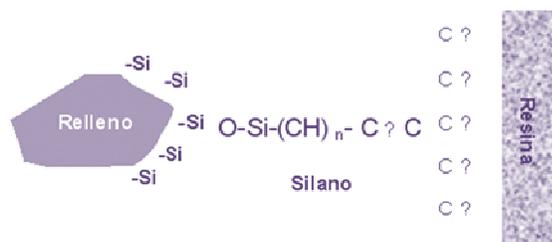


Fig. 8. Agente de unión.

La mayoría de las resinas compuestas tienen relleno basado en sílice, el agente de unión más utilizado es el silano.

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina y partícula de relleno.

Los agentes de unión previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA y partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina. ¹³

Activadores.

Son agentes químicos que excitados o activados inician el proceso de polimerización. En las resinas autopolimerizables el peróxido de benzoilo es el iniciador. Y en las resinas fotopolimerizables las canforoquinonas u otras diquetonas excitadas por luz visible de longitud de onda entre 400 y 520 nm, comienzan el proceso.

4.4. Clasificación de las resinas compuestas.

Se pueden clasificar de acuerdo a su aparición por generaciones, de acuerdo a su forma de polimerizar y de acuerdo a su tamaño de partícula.

La clasificación por generación se debe a su orden de aparición en el transcurso del tiempo, y se menciono anteriormente como la evolución de dichas resinas; a continuación se describirán las clasificaciones faltantes.

4.4.1. Según el tamaño de la partícula de relleno.

En la actualidad se pueden dividir las resinas compuestas en cinco categorías principales:

4.4.1.1. Macrorelleno:

Contienen partículas de relleno con un tamaño entre 10 y 50 μm . Este tipo de resinas quedó en desuso por sus grandes desventajas. Su desempeño clínico es insuficiente y el acabado superficial es poco aceptable. Presenta cierta rugosidad que le confiere el poco brillo superficial y provoca una mayor pigmentación.

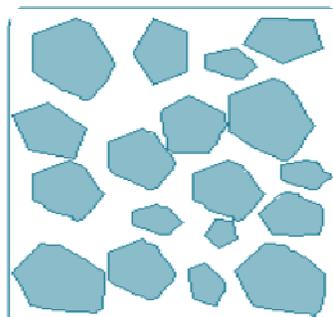


Fig.9 Macrorelleno.

Los rellenos más utilizados en estas resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. El cuarzo proporciona buena apariencia estética y durabilidad pero presenta escasa radiopacidad y provoca un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo.

4.4.1.2. Microrelleno:

Contienen relleno de sílice coloidal con un grosor de partícula entre 0.01 y 0.04 μm . Clínicamente actúan mejor en los dientes anteriores, donde la tensión masticatoria es parcialmente pequeña, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, proporcionando alta estética a la restauración. Cuando son utilizadas en la región posterior presentan algunas desventajas, debido a sus deficientes propiedades mecánicas y físicas, por la presencia de mayor sorción acuosa, mayor coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.

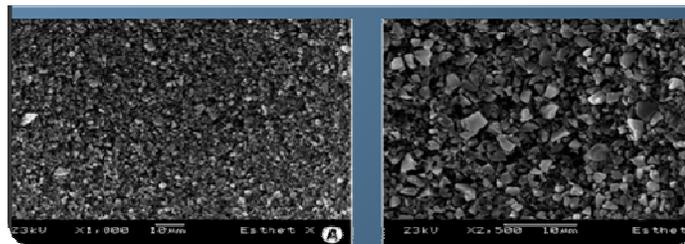


Fig. 10 Microrelleno.²⁸

4.4.1.3. Híbridas:

Son llamadas así por tener refuerzos de una fase inorgánica de vidrios de distintas composiciones y tamaños en 60% o más de peso, con partículas que van entre 0.6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal de 0.04 μm . Corresponde a la mayoría de los materiales compuestos actualmente.

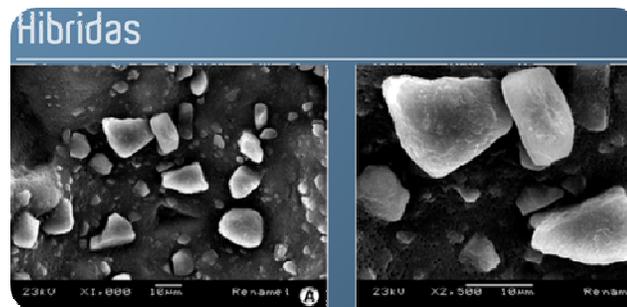


Fig. 11. Partículas de resina híbridas.²⁸

Se caracterizan por disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, disminuida contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy semejante al de las estructuras dentarias, diversos grados de opacidad y translucidez en distintos matices.

4.4.1.4. Híbridas modernas:



Fig. 12 Partículas de resinas híbridas modernas.²⁸

Estas presentan un mayor porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60%). Su grosor de partícula disminuida ($0.4\mu\text{m}$ a $1.0\mu\text{m}$), agregado al porcentaje de relleno proporciona una mejor resistencia al desgaste y propiedades mecánicas mejoradas. Aunque presentan dificultades al pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.

4.4.1.5. Nanorelleno:

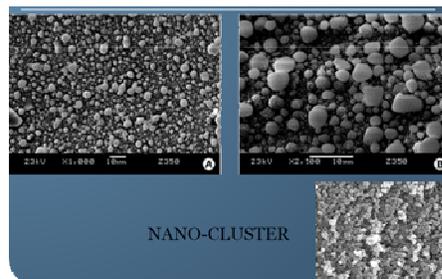


Fig. 13 Partículas de nanorelleno.²⁸

Son las resinas desarrolladas actualmente, presentan partículas con pequeños grosores a 10 nm ($0.01\mu\text{m}$); este relleno se presenta de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. Estas ofrecen alta translucidez, mayor pulido, semejante a las resinas de microrelleno manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas características son utilizadas en el sector anterior y en el posterior.

4.4.2. Según su forma de polimerización.

De acuerdo con la forma en la cual se efectúa la polimerización, las resinas compuestas se pueden clasificar en dos grupos:

4.4.2.1. Autopolimerizables

Las resinas autopolimerizables utilizan un sistema de óxido- reducción. La reacción entre el peróxido de benzoilo con una amina terciaria produce el curado del material. Estas resinas compuestas parecerían mostrar un grado de polimerización reducido lo que producirá cambio de color por oxidación de la amina, presentando de esta forma propiedades deficientes.



Fig. 14. Resinas autopolimerizables.

4.4.2.2. Fotopolimerizables

Las resinas fotopolimerizables contienen en su estructura elementos fotosensibles, que al ser incitados por la luz producen la apertura de los dobles enlaces, provocando así el inicio del proceso de polimerización.

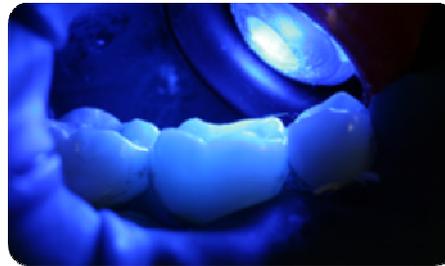


Fig. 15. Resinas de curado por luz.²⁸

La luz utilizada incita una canforoquinona, para que ésta provoque el inicio de la ruptura de los dobles enlaces, iniciando así la polimerización del material. Para ser activado necesita una longitud de onda de unos 400-520 nm, por eso es que cualquier radiación que se encuentre fuera de ese parámetro, necesita ser filtrada por un filtro

especifico, puesto que si no se realiza, en vez de mejorar la polimerización, provocará daños.

4.4.2.2.1. Lámparas de fotopolimerización.

4.4.2.2.2. Generalidades.

Los emisores de luz que intervienen sobre fotoiniciadores (canforoquinonas) provocan la obtención de radicales libres en las aminas alifáticas, provocando la polimerización de las resinas compuestas.¹⁴

La producción de luz se fundamenta en que objetos calentados emiten radiación electromagnética.

Los distintos tipos de fotoiniciadores presentan características que, provocan diferencias en la polimerización final.

Los fotoiniciadores (frecuentemente canforoquinonas) son activados en función de dos características básicas de los emisores de luz:

- La longitud de onda (nm)
- La densidad lumínica (mw/cm²).

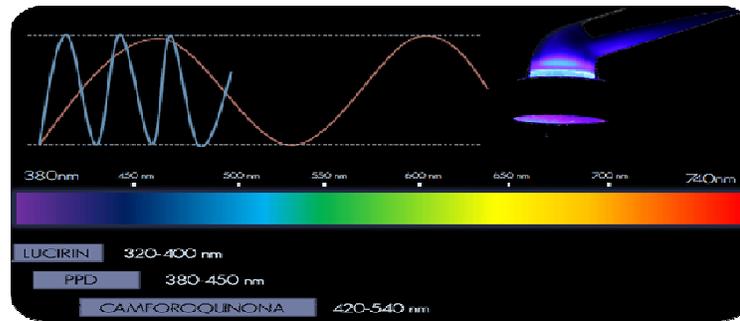


Fig. 16. Longitud de onda. 28

La canforoquinona (fotoiniciador) es expuesta a la luz en presencia de co-iniciadores (aminas) forman radicales, que abren los dobles enlaces de los monómeros de resina iniciándose en este momento la polimerización. Ésta se acelera y continúa debido a las reacciones exotérmicas en cadena.

4.4.2.2.3. Lámparas de luz halógena.

La luz halógena consiste en un filtro de 100 nm de banda que van entre los 400 y los 500 nm. El espectro de luz emitido por las lámparas halógenas produce la longitud de onda, responsable de la activación de la canforoquinona.

La luz se produce cuando una corriente eléctrica fluye a través de un filamento de tungsteno. El filamento actúa como una resistencia y el paso de corriente genera calor. Un filamento calentado aproximadamente a 100 °C genera calor en forma de radiación infrarroja (longitudes de onda ancha). Cuando la temperatura del filamento sube hasta 2000-3000 °C una porción significativa de la

radiación se emite en forma de luz visible (longitudes de onda corta). Estas lámparas producen luz blanca. Para producir luz de una longitud de onda específica, ésta debe ser filtrada. Por lo tanto deben disponer de sistemas de ventilación para compensar la temperatura.

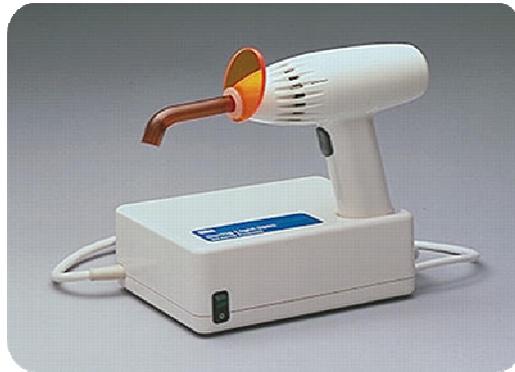


Fig. 17. Lámpara de luz halógena.²⁸

Los beneficios son el bajo coste y gran experiencia en el campo de la odontología.

4.4.2.2.4. Lámparas de arco de plasma (Xenón ARC Lamps, PAC)

Estos dispositivos produce un potencial eléctrico muy elevado entre dos electrodos de tungsteno situados en una cámara con un gas inerte (xenón) que será ionizado y reflejado en el interior de la mencionada cámara, de esta forma se produce un haz de radiación concentrada (2 400 mW/cm²).



Fig. 18. Lámpara de arco de xenón.²⁸

Estas lámparas se crearon con la finalidad de acortar los tiempos de exposición y obtener polimerización a niveles más profundos. La luz de la lámpara de arco de xenón concentra su longitud de onda de 450 a 470 nm,¹⁵ cercano a la longitud de onda absorbida por la canforoquinona.

El margen de espectro es de 20nm. Lo que podría ser una ventaja en de acuerdo al fotón emitido, sería un defecto si encontramos fotoiniciadores distintos a la canforoquinona (absorción alejada de los 4658 nm) en la estructura de las resinas.

Este tipo de lámparas, carece prácticamente de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente, se trata de un tipo de luz con menor poder calorífico y por tanto con menos riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización.

La polimerización se realiza más rápido con lo que el estrés de polimerización es mayor, como consecuencia tendremos una contracción mayor.

4.4.2.2.5. Lámparas de láser.

La alta intensidad generada por estos aparatos hace que se reduzca el tiempo de trabajo mejorando el factor de conversión.



Fig. Lámpara láser.²⁸

El láser de argón posee longitudes de onda que actúan en picos específicos en un rango de ondas de 488-514 nm. El resultado de mayor profundidad de polimerización en el láser de argón se considera el pico 488 nm, muy cercano al pico de absorción de la canforoquinona. El uso de esta mejora las propiedades físicas de los composites fotopolimerizados. Esto se atribuye a la alta especificidad de la longitud de onda de las partículas de energía emitidas (longitud de onda más estrecha de unos 40 nm) respecto al pico de absorción

del fotoiniciador, una importante capacidad de penetración y disminuye la temperatura total del proceso generando menor sobrecalentamiento pulpar. Debido a la velocidad a la que se produce la polimerización, el grado de contracción aumenta.

4.4.2.2.6. LED (Light Emiting Diode).

Estos dispositivos generan luz a partir de efectos mecánico-cuánticos. Son una combinación de dos semiconductores diferentes del tipo (n-estimulado y p-estimulado). Los semiconductores n-estimulados tienen un exceso de electrones mientras que los p-estimulados requieren electrones. Cuando estos dos tipos de semiconductores se combinan con un voltaje, los electrones se conectan con los espacios libres de electrones creados. Un haz de luz con una longitud de onda característica es formado y emitido por la terminal LED.

El color de la luz LED es la característica más importante. Está determinada por la composición química de la combinación de semiconductores. La luz generada tiene una distribución espectral estrecha. Es un sistema más eficiente de convertir energía eléctrica en luz. Se demuestra que a intensidades inferiores a las convencionales (100 mw/cm²) la profundidad de fraguado de la resina y su factor de conversión mejoran usando led comparado con las lámparas de luz halógena convencionales. La calidad de la polimerización depende de la absorción del sistema iniciador, y hace del espectro de emisión un factor la correcta polimerización de las resinas. El 95 % de los fotones emitidos por el haz de luz se encuentra entre 440 y 500 nm. La mayoría de los fotones emitidos por la LED interaccionan con la

canforoquinona, explicando la mayor profundidad de curado y el aumento del factor de conversión. Estas utilizan un semiconductor cristalino más largo, incrementando la intensidad de luz y el área iluminada, obteniendo el 50% de reducción del tiempo de exposición.



Fig. 20 Lámpara de luz LED.²⁸

El calor producido se disipa mediante un dispositivo de aluminio integrado. La alta conductividad de este material asegura una baja temperatura mantenida.

No son compatibles los materiales que utilizan fotoiniciadores con un espectro de absorción fuera del rango 430-480 nm. Para los materiales compatibles el tiempo de exposición se reduce en un 50 %. Las ventajas es que no son necesarios filtros, consigue menores temperaturas y no requiere sistema de ventilación además de un bajo consumo, presenta facilidad de lavado, un largo tiempo de vida y un sistema silencioso.^{16, 17, 18}

4.5. PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

4.5.1. Resistencia al desgaste.

La capacidad de las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como resultado del roce con la estructura dental antagonista, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos y palillos de dientes. La deficiencia de esta no se presenta como un defecto. Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero este conlleva a la pérdida de la forma anatómica, disminuyendo la longevidad de las mismas.

Esta propiedad dependerá del grosor, 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.

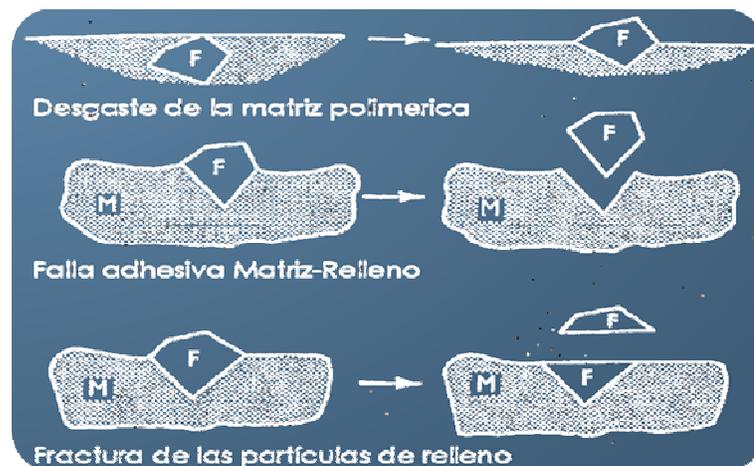


Fig.21 Desgastes de las resinas.²⁸

Según menciona Leinfelder y cols., entre mayor sea la cantidad de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor abrasividad.

Ya que el módulo elástico es menor que el de las partículas de relleno (siendo estas más resistentes al desgaste), comprimen la matriz en los momentos de presión causando el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste. ¹⁹

4.5.2. Textura superficial.

Lisura superficial en relación con el grosor, cantidad y tipo de partículas de relleno, además del acabado y pulido realizado disminuyendo el cúmulo de placa dentobacteriana, de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta. ²⁰



Fig. 22 Superficie lisa de la resina.²⁸

4.5.3. Coeficiente de expansión lineal térmica.

Es de gran importancia clínica por las diferentes interacciones térmicas que se sucede en el medio bucal, por la ingesta de alimentos y bebidas calientes y frías, que provocaran un cambio dimensional tanto de la estructura dental, así como de los materiales restauradores utilizados.

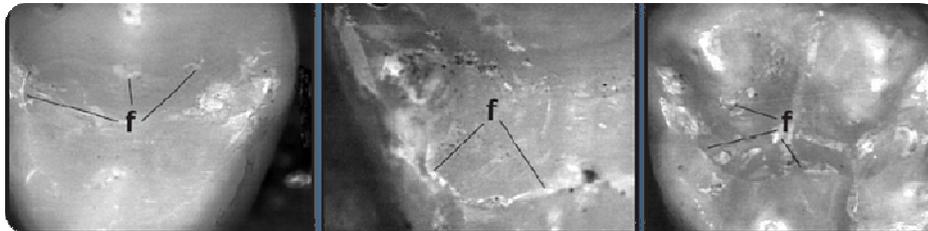


Fig. 23 Coeficiente de expansión lineal térmica.²⁸

Los composites presentan un coeficiente de expansión térmica 3 veces mayor a la estructura dental, y pueden someterse a temperaturas de 0° a 60°. Un coeficiente de expansión térmica bajo presenta una mejor adaptación marginal.

4.5.4. Dureza.

La dureza Knoop de la dentina se calcula en 65; mientras tanto en el esmalte presenta un valor de 300.

Se han encontrado valores de dureza en las resinas compuestas convencionales de 60.

4.5.5. Sorción acuosa y expansión higroscópica.

Está relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. La incorporación de agua en la resina, puede provocar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina; a esta situación se le llama degradación hidrolítica.

La sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor relleno, menor será la sorción de agua.

La expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización. ²¹

4.5.6. Resistencia a la fractura.

Tensión necesaria capaz de producir una fractura (resistencia máxima). Las resinas compuestas presentan distinta resistencias a la fractura y dependerán de la del relleno y la cantidad.

4.5.7. Resistencia a la compresión y a la tracción.

La resistencia a la compresión y a la tracción es muy similar a la dentina. Está relacionada directamente distribución del grosor de las partículas de carga y las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.

4.5.8. 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 bajo es más flexible.

Así entonces se deberá restaurar con un modulo elástico similar al de las estructuras dentarias.

El modulo elástico del esmalte (45 gigapascuales) es superior al de la dentina (18 gigapascuales), es decir la dentina es más flexible, favoreciendo la absorción de tensiones.

4.5.9. Estabilidad del color

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales.

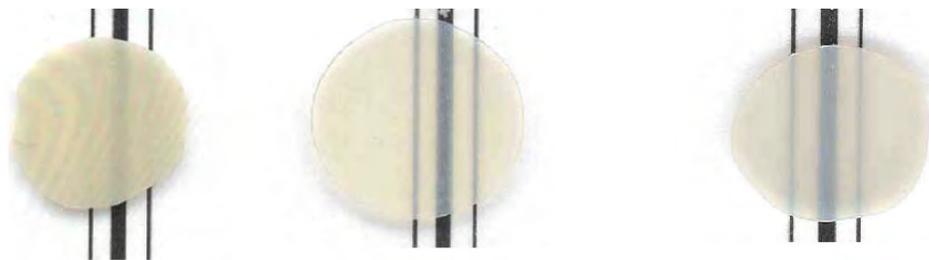


Fig. 24 Color de las resinas.²⁸

Las manchas están relacionadas con el contacto de colorantes que provienen principalmente por alimentos, hábitos, medicamentos, mala higiene 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. Cabe destacar que las resinas fotopolimerizables son más estables al cambio de color que las que son químicamente activadas.

4.5.10. Radiopacidad.

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración. ²²

4.5.11. Contracción de polimerización.

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. Al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esta distancia se disminuye a 1.5 nm. Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción en su volumen.

La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.

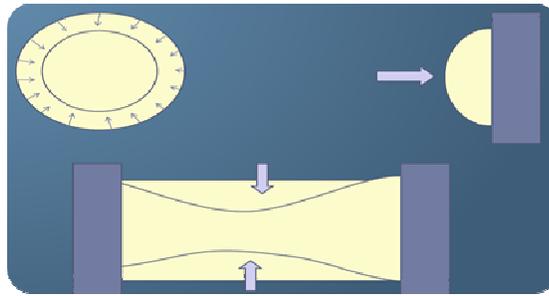


Fig. 24 Contracción de polimerización.²⁸

Las tensiones que se producen durante la etapa pre gel, o la etapa de la polimerización donde el material puede aún fluir, pueden ser disipadas en gran medida con el flujo del material. Pero una vez alcanzado el punto de gelación, el material no fluye y las tensiones en su intento de disiparse pueden generar:

- ❏ Deformación externa del material sin afectar la interfase adhesiva.
- ❏ Brechas en la interfase dientes restauración.
- ❏ Fractura cohesiva del material restaurador.

Gran variedad de monómeros han sido propuestos con la finalidad de reducir la contracción de polimerización, entre ellos, los llamados monómeros con capacidad de expansión, como los espiro orto carbonatos (SOC).

Del mismo modo se desarrolló el SOC junto a un núcleo de dimetacrilato (SOCs), con la finalidad de reducir la contracción de polimerización y mejorar el grado de conversión de los composites,

mediante el mecanismo de expansión polimérica y un sistema de polimerización paralelo de radicales libres.

4.5.11.1. Factor de configuración geométrica (Factor C).

El factor de configuración geométrica (factor c) descrito por Feilzer y Davidson corresponde a un calculo que relaciona el numero de paredes de la cavidad, a las cuales se efectúa la adhesión y el numero de paredes libres.

En una cavidad compuesta el número de superficies libres será mayor, en consecuencia el factor C será inferior .

Suh y colaboradores, mencionan el efecto de diferentes técnicas de curado con relación a la generación de stress por contracción, reporta los siguientes valores de contracción de monómeros y polímeros.

BISGMA.....4.4 % de contracción.

UDMA.....4.4 % de contracción.

TEGDMA.....13.8 % de contracción.

MMA.....20.6% de contracción.

4.6. Biocompatibilidad de las resinas compuestas.

La Biocompatibilidad de un material se define como "el estado en el cual un material se encuentra en íntimo contacto con un organismo vivo, ejerciendo su función, sin dañarlo y sin ser dañado por él".

Para poder decir que un material es biocompatible se tiene que determinar este no sea tóxico, es decir que no haga daño. También que sea capaz de cumplir la función del tejido al que sustituye, es decir que sirva para algo. Además que resista funcional y estructuralmente, es decir, que no se deteriore en la cavidad bucal.

La toxicidad de un material es la capacidad, real o potencial, que tiene dicho material de actuar como estímulo nocivo en contacto con un organismo vivo. El material puede lesionar al organismo a dos niveles, local o sistémico.

REACCIÓN LOCAL.

Es la que se produce en la zona de contacto entre el material y los tejidos donde está colocado. La etiología de la reacción local puede ser diversa, por agentes químicos, reacción inmunológica, agentes infecciosos o mecánicos.

La lesión celular más frecuente es la necrosis, aunque también aparecen atrofias, hipertrofias, hiperplasia y calcificaciones. Ocasionalmente pueden desarrollarse lesiones metaplásicas o displásicas, de etiología química.

REACCIÓN SISTÉMICA.

Es la que se produce de forma generalizada en todo el organismo o bien localizada en tejidos concretos a distancia. Los mecanismos patológicos de la toxicidad sistémica son más complejos y desconocidos, y más difíciles de relacionar. El hecho de que las lesiones que se producen sean más generalizadas y afecten a órganos a distancia, hace que suelen tener peor pronóstico que las reacciones locales. Las alteraciones estructurales pueden ser más diversas e importantes:

- Acción mutagénica: Es la capacidad de producir cambios a nivel del ADN celular. La mayoría son además cancerígenos.
- Acción estrogénica: algunas moléculas pueden ser confundidas por el organismo con los estrógenos, produciendo la misma acción que ellos, como el Bisfenol-A integrante de la molécula BIS-GMA.
- Depósito en vísceras: las sustancias difíciles de eliminar por el organismo, producen acumulo en las vísceras encargadas de su metabolismo, como el hígado o el riñón, llegando a producir lesiones importantes a estos niveles.
- Reacción alérgica: Es una reacción antígeno-anticuerpo que se desencadena en personas sensibilizadas a una sustancia. Para que se produzca es necesario la exposición previa a dicha sustancia. se están observando alergias a sustancias como el HEMA, TEDGMA o Peróxido de Benzoilo.

El hecho de que la mucosa tenga capacidad de absorción va a facilitar que se absorban medicamentos, toxinas bacterianas, sustancias tóxicas, etc.

Por tanto en un estudio realizado se menciona que al ser liberados los monómeros residuales son absorbidos por el medio bucal en la saliva o se difunden a través del tejido pulpar o mucosa y glándulas salivales, así estos son contribuyentes en potencial a favorecer la mutagenicidad.²³

También pueden ser absorbidas por absorción de la sangre en la pulpa y entrar a la circulación sanguínea.

Resinas compuestas, puede producir irritación pulpar, por el grupo de monómeros libres residuales que no polimerizan. También se han reportado algunos casos de alergia por contacto.

Los estudios en la citotoxicidad de la resina compuesta, en cultivos de fibroblastos, comprueba una fuerte citotoxicidad.²⁴

El principal problema relacionado con la irritación pulpar en restauraciones poliméricas, lo constituye la pérdida de sellado en la interfaz, por causa de la contracción volumétrica de la polimerización y la gran diferencia entre los coeficientes de expansión térmica entre el diente y el elemento restaurador. Es por esa brecha composite-diente por donde filtraran los microbios y producirán daños dentino-pulpaes.

4.6.1. Grado de conversión.

El rendimiento clínico de los materiales basados en BisGMA es en gran medida depende de sus propiedades mecánicas y resistencia a la degradación química de ácidos y otras sustancias orgánicas que se encuentran en la cavidad oral. Estas características están determinadas por el grado de conversión del polímero.

El grado de conversión de materiales fotoactivados está relacionada con la densidad de energía suministrada por la unidad de la luz (expresado en J / cm^2). Teniendo en cuenta la densidad de energía como el producto de la densidad de potencia (expresada en mW / cm^2) por el tiempo de exposición (en segundos), debería ser posible obtener conversiones similares utilizando diferentes combinaciones de estos dos parámetros. El uso de bajas densidades de potencia se ha generalizado en la práctica clínica, así como las que se caracterizan por la densidad de potencia reducida en los primeros segundos, pueden conducir a reducciones significativas en la microfiltración

La contracción de polimerización es uno de los factores que más contribuye para el fracaso de las resinas compuestas, principalmente con relación a la integridad marginal y a la sensibilidad post-operatoria. ²⁵

El proceso de contracción de polimerización, las resinas compuestas son formadas a partir de metacrilato de metilo, el cual irá generar contracción en la medida que este polimeriza. La contracción de polimerización es el resultado del movimiento y aproximación de los monómeros entre sí, durante la formación de la cadena polimérica.

Cuanto mayor es el grado de conversión del monómero en polímero, mayor será la contracción de la polimerización. Con la incorporación de partículas de carga por los fabricantes, esta contracción de polimerización es reducida a 1.5-3.0%, además la adición de monómeros multifuncionales (con más de un punto de reacción) y monómeros con alto peso molecular (oligómeros) ha permitido la formación de una estructura en red, en la cual se necesita un número menor de uniones de carbono, enlaces convertidas en uniones de carbono simple, reduciendo el potencial de unión.

La conversión máxima de monómeros en polímeros en las resinas actuales queda en torno del 60 a 70%. Las ligaciones de carbono quedan presas en la red polimérica. La contracción de polimerización es inherente a las resinas compuestas, e irá a persistir hasta que existan resinas sin contracción o portadoras de monómeros que expandan durante la reacción de polimerización. En 1999 se verificó que la formulación de la resina compuesta es más importante en la contracción de polimerización que los factores relacionados a la fotoactivación.

El estrés de la contracción de la polimerización es el resultado de la cantidad de contracción o módulo de elasticidad de las resinas compuestas (ley de Hooke). De esta forma, cuanto mayor sea el módulo de elasticidad, mayor será el estrés generado.

El estrés residual es transferido para la interfase de unión y puede resultar clínicamente en la aparición de fracturas del esmalte, líneas

blancas o gap marginales, la reducción del estrés parece ser la mejor forma de empezar una buena adaptación.

La completa polimerización del material está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero, indicando la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión.

Factor.

Repercusión clínica.

Tiempo de polimerización.	Depende de: 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	Distancia óptima: <1 mm, con la luz

composite.	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.

Tabla 2. Los factores de los que depende el grado de conversión del composite.²⁸

La contracción volumétrica del composite durante el curado van entre el 1,35 y el 7,1% y es junto al estrés de polimerización, lo que produce los fallos cohesivos y adhesivos, que, junto al grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las resinas compuestas.

La contracción volumétrica dependerá 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 monómeros.

4.6.2. Monómero residual.

Es importante saber que por diversos factores, la polimerización nunca se completa al 100%, esto es, que todo el monómero se convierta en polímero y que las moléculas de monómero residuales que aún faltan de polimerizar, pueden ser guiadas desde los materiales ya polimerizados hacia el exterior.

El monómero residual es un compuesto de baja masa molecular y algunas veces causa reacciones de irritación a la mucosa del paciente. Sin embargo, existen otras sustancias en la composición de las resinas compuestas que también pueden actuar como irritantes, como son: formaldehído, producto que se libera durante el inicio de la polimerización de las resinas y el peróxido de benzoílo que tiene la misión de iniciar la polimerización del monómero.

Uno de los parámetros de mayor importancia en la caracterización de un composite es el grado de conversión de monómero a polímero.

Este parámetro condiciona la cantidad de monómero residual que queda en el material una vez que ha transcurrido el proceso de polimerización.

Podemos mencionar la importancia que se ha creado por la presencia de este ya que algunos estudios han realizado modificaciones con metacrilato acetoacetoxyethyl (AAEM) como tercer monómero para así mejorar la polimerización creando un

monómero mas reactivo y disminuir la viscosidad con el fin de lograr la polimerización y así crear menos cantidad de monómero residual.

Aunque este estudio dio como resultados una mejor polimerización aunque este no disminuye la cantidad total del monómero contenido.²⁶

Cabe mencionar que la activación por luz en las resinas compuestas es un factor determinante para la polimerización de estas, así entonces dependiendo de cual se utilice tendremos mayor o menor contracción y este a su vez nos determinará la cantidad de monómero residual.

De acuerdo al estudio relacionado ala citotoxicidad del monómero en relación con la saliva menciona que este también encontraremos que este será crónicamente degradado, es decir este será liberado poco a poco por tanto se encuentra en un tiempo prolongado.²⁷

Cabe mencionar que para diversos estudios el monómero residual se calcula como un porcentaje de la masa de las resinas, así utilizando el análisis de regresión lineal.

4.6.3. Daño pulpar.

Han existido algunos problemas en su aplicación; entre ellos: degradación química, daños mecánicos del polímero en el ambiente de la mucosa oral y también problemas alérgicos y toxicológicos. Se han reportado reacciones alérgicas a las resinas de composites causadas por las moléculas de BisGMA; otras sustancias, como el metil metacrilato, presentan una toxicidad pulpar relativamente alta.

Estos sistemas poliméricos se colocan en contacto con el tejido inmediatamente después de mezclados, por lo que uno o más de sus componentes pueden migrar al mismo, ocasionando respuestas locales irritantes, o tóxicas de origen sistémico.

La despolimerización es ampliamente reconocida como el mayor inconveniente de los materiales de restauración dental basados en resinas. La cantidad de productos migrables se relaciona indirectamente con el peso molecular y directamente con la difusibilidad de las moléculas del polímero. Los componentes citotóxicos son extraídos de las resinas en diferentes cantidades y a diferentes proporciones y la cantidad de productos tóxicos migrables puede ser afectada por el pH. Las sustancias que fluyen pueden inhibir el crecimiento celular, provocar cambios en el pH del medio y alterar varios procesos metabólicos, como el metabolismo lipídico.

El uso de resinas para restauraciones indirectas está difundiéndose con rapidez y constituye una aplicación importante en la práctica clínica, por lo que es de vital importancia el conocimiento de las

interacciones de estos materiales con el sistema biológico. El comportamiento de una célula viva en contacto con un material extraño es un problema esencial en las aplicaciones biomédicas de polímeros sintéticos. Los estudios toxicológicos constituyen una herramienta eficaz en estas investigaciones y sus resultados pueden servir de base para hacer predicciones y proyecciones razonables acerca de las condiciones en que el producto ofrece seguridad.

La evaluación cuantitativa del daño celular se basa en la medición de la liberación de trazadores radioactivos por las células marcadas expuestas a un agente tóxico. De la matriz extracelular, en cuya función son muy importantes las interacciones.

Debemos señalar que esta revisión, pretende averiguar los reportes que existen en la literatura científica acerca de si el monómero residual presente en las resinas compuestas, representa algún perjuicio a la estructura pulpar independientemente de que éste material compuesto no se encuentre en contacto directo con la dentina o tejido pulpar. Así, un estudio, menciona que en efecto, el monómero residual es el productor principal de efectos citotóxicos, ya que al realizar el proceso de polimerización (independientemente de si es iniciado por la luz o por una sustancia química) suele no completarse al 100% en ningún caso y por consiguiente se obtiene como resultado el monómero residual, el cual es liberado en una fase acuosa, siendo estos difundidos por el espacio celular a través de la dentina, observando que puede ser muy citotóxico para los fibroblastos.

5. Conclusiones.

Podemos concluir que existe la presencia del monómero residual en las resinas compuestas y la cantidad de este dependerá del relleno utilizado, la forma de polimerización, es decir la técnica ya sea por pulso de arranque, de rampa u otra y el tipo de lámpara utilizada; también es importante tener en cuenta el grado de conversión y el factor C.

De la cantidad de monómero residual, dependerá la biocompatibilidad con el tejido dentario y el medio bucal demostrando que es aceptado por el organismo, aunque se menciona que pueden entrar en el, por absorción a la sangre en la pulpa y por este medio entrar al organismo, así como la liberación del monómero residual en la saliva y su difusión por el tejido gingival, mucosa y glándulas salivales también llega a la circulación sanguínea.

Así, podemos mencionar que en algunos casos se pueden presentar reacciones como alergias ocasionando urticaria, dermatitis por contacto, toxicidad sistémica, casos de citotoxicidad, y mutagenicidad. Enfatizando que estas reacciones pueden presentarse de forma inmediata o con el paso del tiempo ya que este es continuamente degradado.²⁷

Por tanto podemos mencionar por ultimo que de acuerdo a los artículos revisados se recomienda para la reducción de este y

menores daños pulpares seleccionar un mejor relleno y por consiguiente una adecuada técnica de colocación de la resina, además de la utilización de la lámpara de luz halógena; Sin embargo hacen falta más estudios al respecto.

6. Bibliografía

1. Crispín BJ. Bases Practicas De La Odontología Estética. Editorial Masson; 1998. P. 47-61.
2. Rodríguez G, Douglas R, Pereira S, Natalie A. Current trends and evolution on Dental Composites. Acta Odontol. Venez V.46 N.3 Caracas Dic. 2008. [Http://Www.Scielo.Org.Ve/Scielo.Php?Pid](http://Www.Scielo.Org.Ve/Scielo.Php?Pid).
- 3 . Crispín BJ. Bases Practicas De La Odontología Estética. Editorial Masson; 1998. P. 47-61.
- 4 .Cova Natera J L. Biomateriales Dentales. Amolca; 2004. P.231-275.
5. Resinas Compuestas.
[Http://www.salvadorinsignares.com/programaonline/programarehabilitacion/operatoria/polimeros/resinas_compuestas](http://www.salvadorinsignares.com/programaonline/programarehabilitacion/operatoria/polimeros/resinas_compuestas).
6. Páez Méndez N. Resinas Compuestas.
[Http://www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2](http://www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2).
- 7 .Rony JH, Dell Acquea A, Espinoza R, Guzmán H, Navero L, Herman H. Odontología Adhesiva Y Estética. Ripano Edición Medica; 2010.P. 120-131.
8. Steenbecker O. Principios Y Bases De Los Materiales En Operatoria Dental Estética Adhesiva. Editorial Universidad De Valparaíso; 2006. P. 293-297.
9. Crispín BJ. Bases Practicas De La Odontología Estética. Editorial Masson; 1998. P. 47-61.
10. Chain M. Camargo C. Andriani O. Estética: Dominando os desejos E controlando as expectativas. En Estética. Alves, R. Nogueira, E. Vol. 3. Editorial Arte Y Ciencia Médica Latinoamericana. São Paulo. Brasil; 2002.
11. Cova Natera J L. Biomateriales Dentales. Amolca; 2004. P.231-275.

12. Crispín BJ. Bases Practicas De La Odontología Estética. Editorial Masson; 1998. P. 47-61.
13. Guzmán Báez HJ. Biomateriales Odontológicos. 4ª Ed. Ecoe Ediciones. P. 229-247.
14. Baratieri LN, Araujo JR EM, Monteiro JR S, Vieira LC. Restauraciones Adhesivas Directas Con Resinas Compuestas En Dientes Anteriores Fracturados. 2ªed. Santos; 2004.P.75-109.
15. Filipov IA, Vladimirov SB. Residual Monomer in Composite Resin after Light-Curing With Different Sources, Light Intensities and Spectra of Radiation. *Department Of Operative Dentistry and Endodontology, Faculty of Dentistry, Medical University, Plovdiv, Bulgaria (2006)17(1):34-38.*
16. Rovira M. Lámparas De Fotopolimerización: Estado Actual. *Rev Oper Dent Endod* 2006; 5:29.
17. Milko Villarreal C. Fotopolimerización De Resinas Compuestas Y Conceptos Afines
[Http://www.materialesdentales.cl/articulos](http://www.materialesdentales.cl/articulos)
18. Lanata E, Duret F, Polissier B. Atlas De Operatoria Dental. Ed Buenos Aires; Alfaomega Grupo Editor Argentino; 2008.P.221-225
19. Cova Nateraj L. Biomateriales Dentales. Amolca; 2004. P.231-275.
20. Baratieri LN, Araujo Jr EM, Monteiro Jr S, Vieira LC. Restauraciones Adhesivas Directas Con Resinas Compuestas En Dientes Anteriores Fracturados. 2ªed. Santos; 2004.P.75-109.
21. Anusavice, K. Phillips. Ciencia De Los Materiales Dentales, Mc Grawhill Interamericana Editores S.A. Décima Edición. 1998.
22. Rony JH, Dell Acquea A, Espinoza R, Guzmán H, Navero L, Herman H, Odontología Adhesiva Y Estética, Edición 2010, Ripano Edición Medica
23. Kleinsasser NH, Schmid K, Sassen AW, Harreus U A, Staudenmaier

- R, Folwaczny M, Et. Al. Cytotoxic and genotoxic effects of resin monomers in human salivary gland tissue and Lymphocytes as Assessed by the single cell Microgel Electrophoresis (Comet) Assay. *Biomaterials* 27; 2006. P. 1762–1770.
[Www.Elsevier.Com/Locate/Biomaterials](http://www.elsevier.com/locate/biomaterials)
24. Kong N, Jian T, Zhou Z, Fu J. Cytotoxicity of Polymerized Resin Cements on Human Dental Pulp Cells in Vitro. *Dental Materials* 25; 2009. P. 1371-1375.
25. Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of Photoactivation Method on Conversion, Mechanical Properties, Degradation in Ethanol and Contraction Stress of Resin-Based Materials *Journal of Dentistry*, 33; 2005. P. 773-779.
26. Viljanen Ek, Langer S, Skrifvars M, Vallittu Pk. Analysis of Residual Monomers in Dendritic Methacrylate Copolymers and Composites by HPLC and Headspace-GC/MS. *Dental Materials* 22; 2006. P. 845-851.
27. Kleinsasser NH, Schmid K, Sassen AW, Harreus UA, Staudenmaier R, Folwaczny M, Et. Al. Cytotoxic and Genotoxic Effects of Resin Monomers in Human Salivary Gland Tissue and Lymphocytes as Assessed By The Single Cell Microgel Electrophoresis (Comet) Assay. *Biomaterials* 27; 2006. P. 1762–1770.
28. [Http://Webdelprofesor.Ula.Ve/Odontologia/Pachasroberto/Descargas.Htm](http://webdelprofesor.ula.ve/odontologia/pachasroberto/Descargas.htm)