

Uso en odontología de resinas polimerizadas por apertura de anillos

Carlos Enrique Cuevas Suárez¹, Norma Beatriz D'Accorso², J. Eliezer Zamarripa Calderón³

¹ Alumno de la Licenciatura de Cirujano Dentista AAO, ICSa, UAEH, ² Profesora del la FCEyN de la UBA, Argentina, ³ Profesor Investigador del AAO, ICSa UAEH

Antecedentes

Resinas Compuestas

La historia asociada al desarrollo de las resinas compuestas tuvo sus inicios durante la primera mitad del siglo XX. En ese entonces, 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.(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”. (2) Bien realizada, ésta combinación de materiales proporciona propiedades que no se podrían obtener con ninguno de los materiales solos.

Entonces que se dice que el material de restauración es compuesto cuando se le ha agregado un relleno inorgánico a la matriz de resina, de tal forma que las propiedades de ésta son mejoradas.(3)

Las resinas compuestas comprenden una combinación de partículas inorgánicas e inorgánicas, las cuales se pueden dividir en tres diferentes componentes: la matriz orgánica, el relleno inorgánico y un agente de unión entre ellas.(1)

La matriz orgánica.

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con una agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimiopolimerizables es el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable; 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; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2- hidroxil-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo.(4)

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). El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato).(1)

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 orgánica, con la finalidad de mejorar sus propiedades.(4)

Las partículas de carga utilizadas para el relleno son normalmente partículas de cuarzo o vidrio de diversos tamaños.(4) Éste tipo de partículas pueden ser obtenidas de diferentes maneras. Una consiste en triturar mecánicamente un

bloque cerámico natural o sintético, otra es a través de tratamientos químicos diversos como el procesado de compuestos de silicio. (5)

Las partículas obtenidas con estos procedimientos pueden tener no sólo composición sino también tamaños diversos. Con frecuencia se clasifica a las resinas compuestas en función del tamaño de las partículas de relleno en: resinas de *macromoléculas* (partículas grandes de 10 μm), *minipartículas* (partículas de 1 a 5 μm) y *micropartículas* (partículas menores al 0.1 μm). (5)

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.(2) La unión de estas dos fases 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 que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano. (4) El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), éste es 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 / partícula de relleno. (4)

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. (4)

Propiedades de las resinas compuestas.

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 o elementos tales como cerdas de cepillos. Esto no tiene un efecto perjudicial inmediato, pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones, al mismo tiempo que disminuye su duración. (4)

Esta propiedad depende principalmente de las características físicas del 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 será más resistente a la abrasión. Esto se debe a que el módulo elástico de la resina compuesta es menor que el de las partículas de relleno, por lo tanto estas son más resistentes al desgaste y comprimen a las moléculas de la matriz en los momentos de presión. Éste fenómeno causa el desprendimiento de las partículas de relleno, exponiendo la matriz y provocando su desgaste.(1)

El desgaste de la superficie de las resinas compuestas representa uno de los puntos débiles de éste tipo de materiales. Éste fenómeno aumenta considerablemente con la dimensión de la restauración, aunque algunas situaciones clínicas son capaces de acelerar el proceso, tales como la oclusión traumática y la calidad de de la manipulación y terminado de la restauración.(6)

Textura Superficial.

El término de textura superficial se refiere a la uniformidad de la superficie del material de restauración. En las resinas compuestas, esta propiedad está relacionada con varios factores.(1) En primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con la técnica 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. (4)

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 está asociado a una mejor adaptación marginal. (1)

Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C. (4)

Sorción Acuosa y Expansión Higroscópica.

Esta propiedad está determinada principalmente por la probabilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero,(6) y se relaciona 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, éste fenómeno es 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 agua. (4) La absorción es también favorecida por las porosidades y las fisuras. (6)

El fenómeno de imbibición implica también una expansión volumétrica del material que podría compensar parcialmente la contracción por polimerización.(6)

Resistencia a la Fractura.

Esta es una propiedad que se pone a prueba durante la masticación, ya que durante éste acto la resina se ve sometida, en las caras oclusales, a fuerzas que oscilan entre los 25 y los 75 daN/cm².(6)

Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.(4)

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 tracción. (4)

Módulo de elasticidad

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.(4)

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 activadas.(4)

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.(4) Un grado de radiopacidad mayor al del esmalte, puede ser útil en el diagnóstico de caries alrededor o debajo de la restauración. (7)

Grado de conversión.

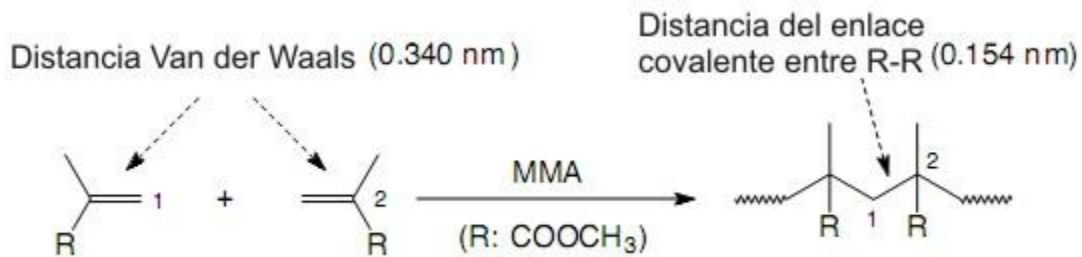
El grado de conversión indica el porcentaje de enlaces simples que se han convertido en enlaces dobles. Indica la cantidad de monómeros de la resina que han reaccionado formando polímeros. El grado de conversión de las resinas dentales actuales oscila entre el 35 y el 80%. (4)

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.(4)

Ferracane y colaboradores determinaron que el grado de conversión óptimo para que el comportamiento de una resina dental sea adecuado es del 55%.(4)

Contracción por 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 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. (8) Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros provoca la reducción volumétrica del material. (9)



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.

Éstas tensiones generadas en la superficie dental pueden provocar: (9)

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

Desarrollo de nuevos monómeros para resinas dentales.

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 polimerización.(8)

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 tratadas. 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 polimerización.(9)

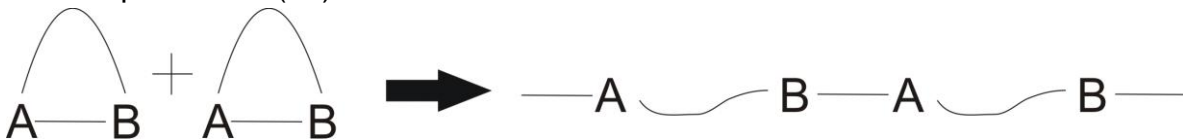
Actualmente, para mejorar el comportamiento clínico de las resinas dentales, se están llevando a cabo numerosas investigaciones, las cuales conducen a la obtención de nuevos materiales que puedan poseer las siguientes características:(8, 9)

- 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.

Las líneas de investigación llevan a la obtención de nuevos monómeros que sigan los siguientes sistemas: 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 por último, monómeros ácidos usados en los compómeros.(9)

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. Los anillos del monómero, al reaccionar entre sí, se abren y se extienden a lo largo de una cadena polimérica.(10)



De ésta forma, la polimerización por apertura de anillos produce menos contracción que la polimerización de monómeros lineales.

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 contracción. Además, la contracción puede ser menor si se incrementa el número de anillos reactivos por cada monómero. (8)

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.(8)

Espiroortocarbonatos (SOC).

Éste tipo de monómeros muestran una contracción y expansión de polimerización casi nula y son de mucha utilidad en la elaboración de composites libres de estrés y adhesivos de gran fuerza.

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 método.(9)

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 reaccionar.(8, 9)

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%.(9)

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 Waals.(8)

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 decoloración.(8, 9)

Éteres 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 so nlo suficientemente reactivos com para ser polimerizados en un lapso de tiempo aceptable y usando una lámpara de luz convencional.(9)

Otros compuestos que caben dentro de este grupo son los oxetanos, cuya polimerización por apertura de anillo también se caracteriza por una menos contracción de polimerización comparada con el metilmetacrilato.(9)

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 resistencia.(8)

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 estructura.(8, 9)

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 polimerización.(9)

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.(9)

Vinilciclopropanos.

Éstos compuestos son bien conocidos por ser monómeros de baja contracción de polimerización. Se presentan bajo la forma de líquidos viscosos o compuestos cristalinos.(9)

Entre sus características más importantes se pueden encontrar la de ser insoluble en solventes orgánicos y la de presentar una expansión de polimerización de entre el 1 y el 3.9%. Estos monómeros, además, han demostrado baja toxicidad oral, tampoco posee efectos mutagénicos, y tiene menor toxicidad que los metacrilatos utilizados comúnmente.(8, 9)

Objetivo

El presente proyecto tiene como objetivo general la síntesis y caracterización de una nueva molécula, que se integre en la elaboración de un material de restauración directa para ser utilizada en odontología, para mejorar los niveles de contracción que prestan los materiales de restauración directa a base de resinas compuestas actualmente.

Para llevar a cabo el objetivo general se tienen identificados los siguientes objetivos específicos:

- Síntesis de la nueva molécula.
- Caracterización por medio de IR, IRM, valores de viscosidad y valores de contracción.
- Elaboración del material de restauración.
- Valoración física y mecánica del material final.

Una vez lograda la síntesis de la molécula se realizarán los siguientes procedimientos para la caracterización de la misma y la valoración física y mecánica del material elaborado con esta molécula siguiendo protocolos específicos para cada una de ellas:

- Análisis con espectroscopia infrarroja.
- Análisis con Resonancia Magnética Nuclear.
- Análisis de viscosidad.
- Agregado de alcanforquinona y N-N dimetil-toluidina como fotoiniciador.
- Valoración de contracción de polimerización.
- Elaboración del material de restauración.
- Combinación con otros monómeros.
- Inclusión de colorantes y estabilizadores.
- Agregado de material inorgánico.
- Valoración de sorción y solubilidad.
- Valoración de módulo de flexión.
- Valoración de dureza superficial y profundidad de curado.

Bibliografía

1. Rodríguez G, Pereira S. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontológica Venezolana 2008;46:19.
2. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97-116.
3. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' science of dental materials. St. Louis, Mo.: Saunders, 2003.
4. Chain MC, Baratieri LN. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes Posteriores. Sao Paulo: Artes Médicas LTDA, 2001.
5. Macchi RL. Materiales Dentales. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2000.
6. Roth F. Los Composites. Madrid: Masson, 1994.
7. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Chicago: Quintessence Books, 2002.
8. Moszner N, Salz U. Composites for Dental Restoratives. Polymers for dental and orthopedic applications: CRC Press, 2007.
9. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. Prog Polym Sci 2001.;26:42.
10. Mississippi DdCdIPUdSd. Macrogalería. 1996.

Este proyecto es financiado por PROMEP proyecto UAEH-EXB-008

Responsable Dr. J. Eliezer Zamarripa Calderón
Dirección: Instituto de Ciencias de la Salud UAEH
Ex Hacienda la Concepción S/N Tilcuatla, Hgo. C.P.42160
Tel. (01 771) 7 17 20 00 ext. 5112
e-mail eliezerz@uaeh.edu.mx

Becario Carlos Cuevas Suárez
Dirección: Instituto de Ciencias de la Salud UAEH
Ex Hacienda la Concepción S/N Tilcuatla, Hgo. C.P.42160
Tel. (01 771) 7 17 20 00 ext. 5112
e-mail: carlosecsuarez@gmail.com