

Resinas compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas

Adela Hervás García, Miguel Angel Martínez Lozano, Jose Cabanes Vila, Amaya Barjau Escribano, Pablo Fos Galve

(1) Profesores de Patología y Terapéutica Dental. Departamento de Atención Sanitaria Salud Pública y Sanidad Animal. Universidad Cardenal Herrera-CEU. Moncada. Valencia

Correspondencia:

Dra. Adela Hervás García

Facultad de Ciencias Experimentales y de la Salud

Edificio Odontología

Cl del Pozo sln

46115 Alfara del Patriarca

Valencia

E-mail: ahergar@ono.com

Recibido: 4-12-2005

Aceptado: 29-01-2006

Indexed in:

-Index Medicus / MEDLINE / PubMed
-EMBASE, Excerpta Medica
-Índice Médico Español
-IBECS

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:E215-20.

© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - ISSN 1698-6946

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es presentar los diferentes componentes de los composites actualmente utilizados en Odontología y aportar al profesional las bases que puedan proporcionarle los criterios a tener en cuenta para seleccionar uno u otro en función de los requerimientos terapéuticos. La mayoría de los composites de uso en Odontología corresponden a materiales híbridos, se denominan así por estar conformados por grupos poliméricos reforzados por una fase inorgánica de vidrio de diferente composición, tamaño y porcentaje de relleno. Los composites fluidos o los condensables han tratado de dar respuesta algunos requerimientos funcionales, aunque sin demasiado éxito en la mejora de sus propiedades. Respecto a las fuentes de polimerización, tanto las lámparas halógenas, convencionales o de alta densidad de potencia, como las LEDs, que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica, son muy útiles para disminuir la contracción volumétrica del material. A la hora de la selección clínica de un material compuesto se valorará si priman los requerimientos mecánicos o los estéticos; en el primer caso seleccionaremos el material que tenga mayor volumen de relleno, mientras que en el segundo será el mínimo tamaño de partícula el factor más importante. La existencia de elementos adicionales como los opacificadores y tintes, permite mejorar los resultados estéticos con estos materiales. Así mismo la generalización de otros procedimientos terapéuticos, como son los blanqueamientos dentales, ha comportado la necesidad de diseñar materiales compuestos con tonos que se adecuen a las situaciones de color especiales que presentan los dientes tratados con estos procedimientos.

Palabras clave: Resinas compuestas, relleno inorgánico, matriz orgánica, polimerización, aplicaciones clínicas.

ABSTRACT

The aim of this work is to present the different components of the composites currently used in dentistry and furnish dentists with a basis that can provide criteria for choosing one or another to suit their therapeutic requirements. Most composites used in dentistry are hybrid materials, so-called because they are composed of polymer groups reinforced by an inorganic phase of glass fillers with different compositions, particle sizes and fill percentages. Flowable or condensable composites have attempted to provide an answer to certain functional requirements, although they have not been too successful at improving properties. Turning to polymerisation initiators, both halogen lamps, whether conventional or high intensity, and LED curing lights which provide a gradual increase in light intensity are very useful for reducing shrinkage of the composite material. The clinical choice of a composite must consider whether priority should be given to mechanical or aesthetic requirements: if mechanical considerations are paramount the material with the greatest volume of filler will be chosen; if aesthetic considerations predominate, particle size will be the most important factor. Additional components such as opaques and tints make it possible to improve the aesthetic results. Equally, the spread

of other therapeutic procedures, such as tooth bleaching, has made it necessary to design composite materials in shades that are suitable for the special colour situations found in teeth treated by these methods.

Key words: Composite resins, inorganic filler, organic matrix, polymerisation, clinical applications.

INTRODUCCION

Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles. En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina. En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales (1). Estos primeros composites de curado químico exigían mezclar la pasta base con el catalizador con los consiguientes problemas derivados de la proporción, batido y estabilidad de color (2). A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo (3). El desarrollo de los composites ha sido y es incesante, lo que obliga a una continua actualización. El objetivo de este trabajo es presentar los diferentes componentes de los composites actualmente utilizados en Odontología y aportar al profesional las bases que puedan proporcionarle los criterios a tener en cuenta para seleccionar uno u otro en función de los requerimientos terapéuticos.

CARACTERISITICAS DE LOS COMPOSITES ACTUALES

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales 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 unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO₂), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina) (4).

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 un per-compues-

to, 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 (el dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetil-metilaminilina CEMA); 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-hidroxi-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 (5).

El sistema de monómeros puede ser considerado como la columna sobre la que se vertebra la resina compuesta. El Bis-GMA, sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v). Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. Esta resina es altamente viscosa, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de baja viscosidad (bajo peso molecular), considerados como controladores de esta viscosidad, como el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA) (6,7).

La polimerización del composite, siempre conlleva una contracción, dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, la industria Odontológica ha ensayado gran variedad de monómeros, entre ellos, los monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión (8), combinaciones de sistemas epoxídicos-poliolios que muestran *in vitro* cambios volumétricos 40-50% menores que los sistemas tradicionales, las resinas basadas en siloxano-oxirano patentada por 3M-Espe (9) o el uso de moléculas de alto peso molecular como el multi-etilglicol-dimetacrilato y copolímeros capaces de lograr una conversión del 90-100% como consecuencia de reducir las uniones C=C. En este sentido, las ormocerams, composites modificados con rellenos orgánicos e inorgánicos, han mostrado su capacidad para reducir, aunque sea mínimamente, la contracción de polimerización (10). No obstante, en la actualidad, los principales fabricantes de composites

dentales siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA/UEDMA/TEGDMA.

Por su parte, la fase dispersa de las resinas compuestas está integrada por un material de relleno inorgánico del que dependen, fundamentalmente, las propiedades físicas y mecánicas del composite. La naturaleza del relleno, su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador. Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica, de ahí que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible, sea un objetivo fundamental. Gracias al relleno se consigue reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización, proporcionar radioopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética (11).

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio. Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radioopacos. En la actualidad se buscan materiales, como el metafosfato de calcio, que tengan una dureza menor que los vidrios de modo que sean menos abrasivos con el diente antagonista (12).

La nanotecnología ha conducido al desarrollo de una nueva resina compuesta, que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm y nanoagregados de aproximadamente 75 nm, estos están formados por partículas de circonio/silice o nanosilice. Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina.

La distribución del relleno (agregados y nanopartículas) ofrecen un alto contenido de carga de hasta el 79.5% (13).

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 biodegradación del material en el tiempo. Además, esta tecnología ha permitido que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior. No debemos dejar de señalar que el hecho de presentar un menor tamaño de las partículas produce una menor contracción de polimerización, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspeada además de disminuir la presencia de microfisuras a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria (14).

Como inconvenientes 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 (es decir, alrededor o por debajo de 1 μ m), para mejorar su comportamiento óptico y conseguir que actúen de soporte.

En función de la composición de las resinas compuestas, éstas se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación muy popular, todavía utilizable, es la que, basada en el tamaño de la partícula de relleno, hicieron Lutz y Phillips; estos autores dividieron a las resinas compuestas en composites de macro relleno (partículas de 0,1 a 100 μ m), micro relleno (partículas de 0,04 μ m) y en composites híbridos (con rellenos de diferentes tamaños) (15). Una clasificación más exhaustiva fue la Willems y cols., fundamentada en diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) del relleno inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión (16) (tabla 1).

Tipo de composite	Relleno
Densificados -De relleno medio Ultrafinos Finos -De relleno compacto >60% en volumen Ultrafinos Finos	< 60% en volumen Partículas < 3 μ m Partículas > 3 μ m > 60% en volumen Partículas < 3 μ m Partículas > 3 μ m
Microfinos - Homogéneos - Heterogéneos	Tamaño medio de las partículas = 0,04 μ m
Mixtos	Mezcla de composites densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a los llamados composites de macrorrelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Composites de uso industrial

Tabla 1. Clasificación combinada de los composites (Willems, 1993) (16).

RESINAS COMPUESTAS HIBRIDAS

Se denominan así por estar conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje de 60% o más del contenido total con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 micrómetro, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 micrómetros. Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología.

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 absorción de agua, excelentes características de pulido y texturización, abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, coeficiente de expansión térmica similar a la del diente, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia (17,18).

COMPOSITES FLUIDOS

Son resinas compuestas de baja viscosidad lo que las hace más fluidas que la resina compuesta convencional. En ellas está disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han eliminado de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos cuyo principal objetivo es mejorar las características de manipulación. Entre sus ventajas destacan: la alta humectabilidad de la superficie dental, lo que se traduce en el aseguramiento de penetración en todas las irregularidades de la misma, puede formar espesores de capa mínimos que mejora o elimina el atrapamiento o inclusiones de aire (19), poseen alta flexibilidad por lo que tiene menos posibilidad de desalajo en áreas de concentración de estrés (procesos consuntivos cervicales y áreas dentinales socavadas), son radioopacas y se encuentran disponibles en diferentes colores. Como inconvenientes señalaremos: la alta contracción de polimerización debido a la disminución del relleno y propiedades mecánicas inferiores.

Algunas de las indicaciones que pueden subrayarse para estos materiales son: la aplicación para restauraciones de clase V, los procesos consuntivos cervicales, las restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de base en cavidades de clase I o II en zonas con esmalte socavado (20).

COMPOSITES CONDENSABLES

Los composites condensables son resinas compuestas con alto porcentaje de relleno. Sus ventajas son: la posibilidad de ser condensadas (como la amalgama de plata), mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico-mecánico es similar al de la amalgama de plata, superando a las de los composites híbridos (21); sin embargo, su comportamiento clínico, según estudios de seguimiento es similar al de los composites híbridos (22). Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de composite y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación radica en la restauración de cavidades de clase II con el fin de lograr, gracias a la técnica de condensación, un mejor punto de contacto.

POLIMERIZACION: IMPORTANCIA Y FUENTES

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. Los factores de los que depende el grado de conversión del composite se muestran en la tabla 2 (23).

La contracción volumétrica que sufre el composite durante el curado oscila 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 restauraciones con resinas compuestas. La contracción volumétrica depende solamente 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.

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.

Tabla 2. Factores que influyen en la reacción de polimerización de las resinas compuestas

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 los resultados estéticos y funcionales de los materiales compuestos; el uso de lámparas (tanto halógenas, convencionales o de alta densidad de potencia, como LEDs) que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica es muy útil para disminuir la contracción volumétrica del composite (24).

En la actualidad existen diferentes fuentes para el fotoactivado de resinas compuestas: lámparas halógenas, lámparas de arco de plasma, luz láser y luz emitida por diodos (LED). De todos ellos, las más utilizadas son las lámparas halógenas y las lámparas LED. Los LEDs son una alternativa prometedora en la polimerización por luz de los materiales dentales. El uso de LEDs en Odontología ha sido discutido desde el desarrollo de diodos azules en los años 90. Las investigaciones han demostrado que a una intensidad de luz de 100 mW/cm², la profundidad de polimerización y el rango de conversión de monómero de la resina es significativamente mejor con un LED al ser comparado con una lámpara halógena.

La potencia de las lámparas LED disponibles actualmente en el mercado es muy similar a la de las lámparas halógenas, en torno a los 755 mW/cm². Los estudios demuestran que la calidad de luz de polimerización no es exclusivamente debida a la intensidad de luz, también se debe tener en cuenta el nivel de absorción del sistema iniciador, esto hace que el espectro emitido sea un factor importante y determinante en el desempeño de una lámpara de polimerización. La curva de absorción de la canforoquinona se extiende entre 360 a 520nm, con un máximo a 465nm. El espectro de emisión óptimo de una fuente de polimerización es por lo tanto entre 440 y 480nm. En las lámparas de polimerización convencionales, 95% de la luz es emitida en longitud de ondas entre 400 y 510nm; en contraste, el 95% del espectro emitido de los LEDs azules se sitúa entre 440 y 500nm, siendo la emisión máxima de un LED azul de 465nm, idéntica que el máximo de la canforoquinona; la probabilidad de un fotón emitido por una lámpara de polimerización LED de ser absorbido por la canforoquinona es por lo tanto mayor que para una lámpara halógena (23).

FACTORES QUE INCIDEN EN LA SELECCION DE UN COMPOSITE. CONSIDERACIONES CLINICAS

Ubicación de la cavidad

Las características de la restauración, en cuanto a extensión y localización, son decisivas para la selección de un material u otro. Cuando se trata de hacer una obturación de alto requerimiento mecánico (cavidades de clase IV con función oclusal, de clase I amplias, de clase II compuestas o complejas, o de clase VI), el composite más indicado es el que tenga mayor volumen de carga inorgánica y que, en el caso del sector posterior, sea radioopaco (25).

Las restauraciones en los dientes anteriores, exigen un mayor grado de estética, con lo que en estos casos están

indicados composites con otras características: buen pulido, opacidad adecuada para pasar inadvertido o fluorescencia. La capacidad de pulido depende del tamaño de la partícula; los composites con rellenos submicrónicos o con nanopartículas son los ideales. No hay que olvidar que se pueden combinar materiales como, por ejemplo, en el caso de una restauración de clase IV extensa, en la que estaría indicado un composite densificado (generalmente, un híbrido) de alta carga recubierto en la zona vestibular por un composite microfino (de microrrelleno) (26).

El tratamiento de lesiones cervicales, tanto en el sector posterior como en el anterior requieren ser obturadas de manera óptima con materiales de alta capacidad de pulido, con el fin de evitar el acúmulo de placa sobre ellos, así como un material que tenga buena respuesta a la flexión (25).

Requerimientos estéticos

En ocasiones, los composites no van destinados de manera primaria a resolver un problema funcional, sino estético: tratamiento de dismorfias o de discoloraciones, cierre de diastemas o camuflaje de malposiciones dentales; en otras al requerimiento mecánico se le añade el estético: grandes lesiones cariosas en dientes anteriores o traumatismos dentales en el frente dental anterior (27).

Para ello se deben considerar otros componentes de los composites que facilitan la terapéutica y que, en ocasiones, dan lugar a la aparición de productos especiales. En este sentido hay que resaltar el papel, en primer lugar de la opacidad del material. Algunos composites se presentan como “universales”, lo cual significa que, además de poder ser utilizados tanto en el sector anterior como en el posterior, pueden ser usados sin ningún otro producto adicional. Pero, por otra parte, es común ver presentaciones de composites en los que hay un material estándar y otro más opaco. Una cosa distinta son los opacificadores, materiales resinosos que se usan para tapar el color dental subyacente. El uso de estos últimos materiales quita la transparencia del diente, lo cual obliga a suplirla artificialmente, con la combinación de materiales, en este caso un composite híbrido que recubre al opacificador y una fina lámina de composite microfino que solapa al anterior, consiguiendo de esta manera, gracias a las diferentes composiciones de los distintos elementos, dar un tipo de reflexión y de refracción de la luz que incide sobre el diente que mejore su aspecto final acercándolo al natural (28). En el campo opuesto, los composites translúcidos son útiles para reproducir bordes incisales de pacientes jóvenes. Los tintes son resinas con colorantes intensos que se utilizan para incrementar la estética final de la restauración; su objetivo es el de reproducir características morfológicas o cromáticas propias de cada paciente: manchas blancas, líneas de incremento, fisuras, etc; pero, hay que recordar que su uso ha de ser mínimo: poca cantidad y localización subsuperficial (siempre recubierto por otro composite, generalmente microfino), de forma que no se note que se ha colocado en la restauración.

Una mención especial merecen los composites especiales para dientes blanqueados. Cuando un diente requiere un tratamiento blanqueador es porque tiene una discoloración

más o menos intensa. Tras el blanqueamiento la percepción del color puede mejorar, pero el color final no es como los más habituales, de ahí que existan formulaciones específicas para estas situaciones, aunque no están disponibles en todos los composites del mercado (29).

CONCLUSIONES

En la actualidad, los composites han tomado un protagonismo indudable entre los materiales de obturación que se usan mediante técnicas directas. Sus grandes posibilidades estéticas le dan variadas indicaciones terapéuticas, que se incrementan gracias a la gran versatilidad de presentaciones que ofrecen; por otra parte, al tratarse de materiales cuya retención se obtiene por técnica adhesiva y no depende de un diseño cavitario, la preservación de la estructura dentaria es mayor (30), aunque todo esto no debe hacernos olvidar que son materiales muy sensibles a la técnica, por lo que la necesidad de controlar aspectos como son: una correcta indicación, un buen aislamiento, la selección del composite adecuado a cada situación, el uso de un buen procedimiento de unión a los tejidos dentales, y una correcta polimerización van a ser esenciales para obtener resultados clínicos satisfactorios.

BIBLIOGRAFIA

1. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57-64.
2. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *J Dent* 1999;27:383-9.
3. Hofmann N, Hugo B, Klaiher B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002;110:471-9.
4. Goldstein RE. Sistemas adhesivos de los composites. En: Goldstein RE. *Odontología estética vol I*. Barcelona: stm Editores; 2002. p. 289-352.
5. De la Macorra JC. La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odontol Cons* 1999;2:24-35.
6. Holter D, Frey H, Mulhaupt R. Branched bismethacrylates based on Bis-GMA. a systematic route to low shrinkage composites. *Polymer Preprints* 1997;38:84-5.
7. Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *J Macromolec Sci-Pure Appl Chem* 1997;34:2405-21
8. Millich F, Jeang L, Eick J D, Chappelow CC, Pinzino CS. Elements of Light-cured Epoxy-based Dental Polymer Systems. *J Dent Res* 1998;77:603-8.
9. Tilbrook DA (2000). Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials* 2000;21:1743-53.
10. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 353-61.
11. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15:128-37
12. Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res* 1999;78:1304-11.
13. Geraldi S, Perdigao J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *J Dent Res* 2003;81:1276.
14. Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Determination of Polymerization Stress of Conventional and New "Clustered" Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. *J Dent Res* 2003;81:921.
15. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;50:480-8.
16. 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;8:310-9.
17. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21:962-70.
18. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am*. 2001;45:7-29.
19. Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent* 2004;29:713-9.
20. Yacizi AR, Ozgunaltay G, Dayangac B. The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Oper Dent* 2003;28:773-8.
21. Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam?. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:355-65.
22. de Souza FB, Guimaraes RP, Silva CH. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int* 2005;36:41.
23. Albers HF. Resin Polymerization. In: Albers HF ed. *Tooth-colored restoratives. Principles and techniques*. London: BC Decker In 9ª Ed. 2002. p.81-110.
24. Pfeifer S, Friedl KH, Hiller KA, Schneider A, Schmalz G. Efficiency of LED and Halogen Polymerization in composite restorations. *J Dent Res* 2002; abs:3974
25. Lyons K, Ministry of Health. Direct placement restorative materials for use in posterior teeth: the current options. *N Z Dent J* 2003;99:10-5.
26. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1. The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16:417-22.
27. Okuda WH. Achieving optimal aesthetics for direct and indirect restorations with microhybrid composite resins. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005;7:177-84.
28. Lambert D. Simplified solutions to daily anterior aesthetic challenges using a nano-optimized direct restorative material. *Dent Today* 2005;24:94-7.
29. Lee YK, Powers JM. Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging. *Am J Dent* 2001;14:349-54.
30. Terry DA, Geller W. Selection defines design. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:213-25.