

Naturaleza de los materiales para restauración directa

Conservadora. Cariología.
Diente endodonciado



tech

CONTENIDO

1. Objetivos.

2. Introducción: composites dentales como materiales para restauración directa.

3. Historia y antecedentes de los composites dentales.

Antecedentes de composición de los composites dentales.
Matriz de resina.
Fase dispersa.
Fase intermedia (agente de unión).

4. Evolución y clasificaciones.

Evolución.
Clasificación según el sistema de activación.
Clasificación según su consistencia.
Clasificación de las resinas compuestas según el tipo de partículas de relleno.

5. Otros tipos de composites dentales.

Ormoceras.
Compómeros.
Siloranos.

6. Propiedades de los composites dentales.

Manipulación.
Fuerza de unión.
Coeficiente expansión térmica.
Profundidad de curado.
Radiopacidad.
Expansión higroscópica.
Módulo elástico y dureza.
Resistencia al desgaste.
Contracción de polimerización.

7. Composites tipo core build-up.

8. Bibliografía.

OBJETIVOS

- Otorgar al alumno/a un conocimiento profundo de los materiales para restauración directa.
- Ayudar al alumno/a a comprender cuando utilizar un tipo u otro de composite dental.
- Presentar al alumno/a los factores que influyen en la correcta elección del material para restauración directa.
- Determinar los condicionantes de la elección y su influencia en el éxito final de las restauraciones.

INTRODUCCIÓN: COMPOSITOS DENTALES COMO MATERIALES PARA RESTAURACIÓN DIRECTA

El contenido de mercurio en la amalgama de plata dental y el miedo a la toxicidad de la misma, junto con el gran problema estético de su color intrínseco. Hizo que se buscaran opciones fiables para su utilización. A partir de ese momento, se desarrollaron nuevas formulaciones de materiales para poder aplicarse a la Odontología. Los composites son una mezcla de dos materiales, uno que se llamó la fase de refuerzo en el que se presentaban fibras, microgránulos o partículas variadas; que se embebían dentro de otro material llamado matriz. Finalmente, los "huecos" que se dejaban eran utilizados con otros materiales que actuaban como relleno y que podían ser metales, cerámica o algún tipo de polímero. Los composites, por tanto, se empleaban porque se dieron cuenta de que la fuerza de todos los componentes era mayor cuando estaban unidos que cuando actuaban de forma individual.¹

En ese momento, se estaban sentando las bases de la odontología restauradora de los composites dentales. Y se empezó a desarrollar este campo, variando composición de los mismos y observando y estudiando las alteraciones que se producían en las propiedades mecánicas, resistencia a la abrasión, pulido, estética, translucidez, facilidad de aplicación, etc. Incrementándose con todo ello la popularidad de estos materiales y su utilización.

HISTORIA Y ANTECEDENTES DE LOS COMPOSITOS DENTALES

Durante la década de 1940 a 1950 las resinas de polimetil metacrilato (PMMA) reemplazaron los cementos de metacrilato. Las ventajas que presentaban estas resinas acrílicas en ese momento fueron sobretodo el mimetismo que se conseguía con el propio color del diente, la insolubilidad con los fluidos de la cavidad oral, la fácil manipulación y que presentaban un precio de mercado ligeramente inferior respecto a otros materiales. Pero, por otra parte, presentaban inconvenientes que generaban

fuertes dudas respecto a su utilización. Uno de esos problemas que encontraron fue la enorme contracción que se producía en su polimerización completa, que desembocaba en unas grandes filtraciones perimetrales y marginales de la restauración y con ello la posibilidad de generar caries recurrentes y fracturas en las zonas de interfase diente-restauración. Además, se pudo observar que las propiedades físico-químicas tampoco eran esperanzadoras, dado que, tenían un alto coeficiente de expansión térmica, alta absorción acuosa y una resistencia a la abrasión un tanto comprometida.

Llegado este punto, se necesitaron soluciones para los problemas que surgían. El primer paso que se dio fue el de añadir polvo de cuarzo a la estructura del composite. Además, de utilizar partículas de relleno muy pequeñas para reducir en la medida de lo posible la expansión y contracción térmica, los fallos marginales de integridad tras la polimerización y absorción acuosa por parte de las resinas acrílicas. A su vez, se buscó también con todo ello conseguir mejorar las propiedades mecánicas como la abrasión o desgaste y su resistencia. Teniendo en cuenta que estas partículas no reaccionarían con los demás elementos que componían el composite pero que sí tendrían un efecto de relleno ocupando espacios que se sabía que habían quedado huecos.

Otro problema, por ende, que pronto se dieron cuenta que afectaría a las propiedades de la resina acrílica estaba relacionado precisamente con estas partículas de relleno, dado que no conseguían que hubiera una unión real con la resina.

Por ello, en el 1962 el Dr. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de composites. El Dr. Bowen inventó una nueva resina de dimetacrilato, basada en el Bisfenol A Glicidil metacrilato (Bis-GMA) y un agente de unión tipo silano que generaba unión real entre estas partículas y la matriz del composite.

ANTECEDENTES DE COMPOSICIÓN DE LOS COMPOSITOS DENTALES

Las resinas compuestas se presentaron inicialmente en forma de un polvo y de un líquido. El polvo era principalmente el relleno inorgánico silanizado, mientras que el líquido estaba constituido por la fase monomérica a polimerizar. Al realizar la mezcla, el material endurecía quedando constituida la resina compuesta. Posteriormente, la presentación del material fue cambiando a un sistema de pasta-pasta: una base y un catalizador. Ambas pastas contenían el monómero, el relleno inerte silanizado y, además, una de ellas poseía el peróxido iniciador mientras que la otra tenía una amina activadora. Al juntar ambas pastas se desencadenaba a la reacción de polimerización con el posterior fraguado y endurecimiento del material.



Los composites dentales presentan esencialmente una estructura que se basa en cuatro puntos, los cuales son: una matriz orgánica, matriz inorgánica, materiales de relleno o fase dispersa y un agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo y grupos metacrilatos en el otro. Dicho lo cual, las propiedades intrínsecas de un composite dental dependen de los puntos anteriormente mencionados. Estas resinas tenían una activación química (reacción amina-peróxido: tipo dimetil, p-toluidina con el peróxido de benzoilo) generando bastante inestabilidad de color, poco tiempo de trabajo útil y no controlado por el operador, menor resistencia mecánica y bajos resultados estéticos. Tras múltiples estudios concebidos para mejorar las resinas compuestas se consiguió llegar a una activación física (mediante calor o luz visible). Por todo ello, se llegó a la presentación de pasta única, envasadas en jeringas de dispensación especiales que son totalmente opacas y cuyo composite está preparado para ser manipulado y fotoactivado con la luz correspondiente.

MATRIZ DE RESINA

Está constituida básicamente por un sistema de monómeros mono-, di- o trifuncionales (siendo la parte químicamente más activa que existe en las resinas compuestas o composites). Con un sistema iniciador de la polimerización que normalmente es una canforoquinona, que precisa de un agente reductor que es una amina alifática terciaria (4-n, n-dimetilamnio fetal alcohol, DMAPE), y en las resinas quimiofotopolimerizables es un per-compuesto tipo peróxido de benzoilo, usado junto con una amina terciaria aromática (n, n-dihidroxietyl-p-toluidina). Además, de un sistema acelerador que actúa internamente y concretamente sobre el iniciador

y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable (siendo los ejemplos más empleados en la composición química de los composites el DMAEM, EDMAB o CEMA). Apoyado todo ello, por un sistema estabilizador o inhibidor como el éter monometílico de hidroquinona (que consigue aumentar la conservación de la muestra de composite antes de que polimerice y a su vez da estabilidad química tras su polimerización). Para finalizar, se emplean absorbentes de la luz UV por debajo de los 330-350 nm.

La base de las resinas compuestas actuales, siguen siendo el Bis-GMA sólo o asociado con el dimetacrilato de uretano que se trabaja a una proporción de mezcla respecto a los demás componentes del 15-20% (v/v).

Se admitió que a menor peso molecular de monómero o monómeros (promediados en este último caso todos los pesos moleculares que lo integrarían) mayor contracción de volumen total. Dado que, la viscosidad puede ser relativamente alta trabajando los composites únicamente con el Bis-Gma, se utilizan controladores de viscosidad como el Bisfenol-A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA).

Una vez se ha producido la polimerización del composite, siempre se producirá un efecto de contracción, que está ligado intrínsecamente al tipo de matriz orgánica que presente dicha resina compuesta. Sabiendo esto, la industria relacionada con la odontología restauradora ha investigado con una gran variedad de monómeros. Incluso, se han combinado sistemas para disminuir cambios volumétricos en un 40-50%, buscando siempre minimizar o reducir en algunos casos las uniones C=C.

En este sentido, se instauró con bastante interés la posibilidad que presentan en el ámbito de la odontología restauradora las ormocerams; que son cerámicas modificadas orgánicamente (inicialmente se crearon para superficies protectoras, superficies antiestáticas, superficies antiadherente y antirreflectantes) y que presentan tres componentes básicamente (orgánico, inorgánico y polisiloxanos). La variación de estos tres componentes le otorga unas propiedades específicas mecánicas, térmicas y ópticas:

1. Los polímeros orgánicos influyen en la polaridad, la dureza y la óptica.
2. El vidrio y los componentes cerámicos son los responsables de la expansión térmica y la estabilidad química a largo plazo.
3. Los polisiloxanos influyen en la elasticidad, propiedades de interfase y procesado.

FASE DISPERSA

La fase dispersa de las resinas compuestas está formada por un relleno de partículas inorgánicas. La naturaleza de ese relleno, la síntesis de obtención del mismo y la cantidad que se incorpora, determinará las propiedades mecánicas que presentará el composite en cuestión. Hoy en día, se buscan incorporar mayores cantidades de relleno con una dureza menor a la de los vidrios (por ejemplo, dióxido de silicio) para reducir los coeficientes de expansión térmica, disminuir la ratio final de contracción postpolimerización, mejorar la manipulación y disminuir la abrasión respecto al diente antagonista.

Las partículas de relleno más utilizadas han sido las de cuarzo o vidrio de bario y se obtienen tras procesos micromecánicos y macromecánicos (pulverización, trituración y molido, por ejemplo). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptibles a la erosión que el vidrio, además, de generar mejores enlaces de unión con los agentes de conexión (silanos). También, y para este propósito se han empleado micropartículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04 μm , las cuales se obtienen directamente de procesos pirolíticos o de precepitados de sílices coloidales suspendidas.

FASE INTERMEDIA (AGENTE DE UNIÓN)

La fase intermedia es un agente que sirve para enlazar grupos bifuncionales que reaccionan con la fase inorgánica y la matriz, originando una unión química estable entre ellas (teniendo un grupo metacrilato y un grupo silanol por otra parte). Esta parte es esencial para que exista un equilibrio entre resistencia, durabilidad y otras propiedades mecánicas.

Los agentes de vinil silano fueron los primeros en ser utilizados como agentes de unión entre la matriz y la fase dispersa. Posteriormente, se empezó a utilizar organosilanos como el gamma metacriloxi propil trimetoxisilano. El silano permite reducir la descomposición y el estrés de unión transferido entre el relleno y la matriz.

Llegado este punto, se encuentra momento en el cual los composites no solamente deben cumplir unos requisitos mecánicos, sino que, además, deben de cumplir requisitos de manipulabilidad, estética, etc. Volviéndose el mercado, los odontólogos y los pacientes mucho más exigentes. Por ello, el interés en mejorarlos ha hecho que se empiece a utilizar nanotecnología en la metodología de síntesis y creación de los composites y eso mismo, para su desarrollo y estudio posterior.

La nanotecnología está preparada para la confección de nanopartículas nanodimensionales, las cuales serán introducidas dentro de los composites dentales. Los nanorellenos serán, por tanto, mejores y mejorarán a los nanorellenos anteriores. Los métodos tradicionales producían partículas de tamaño reducido, pero con la nanotecnología se consigue trabajar con partículas realmente a escala nanométrica y, además, muchos de esos nanorellenos se podrán implementar dentro de la matriz de las resinas dentales compuestas.

Dado que las nanopartículas presentan tamaños de 0,4-0,8 μm no reflejan la luz y por tanto, tienen unas características ópticas mejoradas respecto a las partículas de relleno utilizadas antiguamente que podían conseguir unos tamaños mínimos de partícula de 100 nm.

No sólo eso, además, las bacterias que causan la placa y se acumulan cercanas a las restauraciones para generar problemas periodontales y problemas de caries recurrentes y otros problemas de índole infecciosa, no podrán hacerlo dado el potencial bactericida y antiadherente de estas bacterias que presentarán los composites dentales con nanorellenos activos frente a los patógenos.

Finalmente, los últimos estudios in vitro están demostrando la eficacia superior que presentan los nanocomposites en términos de capacidades físicas, mecánicas y estéticas. Pero, no debe olvidarse que será necesario prestar atención a estudios clínicos futuros para ver realmente el alcance que puede tener la nanotecnología aplicada a composites y la rutina clínica diaria.

EVOLUCIÓN Y CLASIFICACIONES

Existen muchas maneras de clasificar las resinas compuestas.

EVOLUCIÓN

Ateniendo a la cronología de las mismas, puede encontrarse con:

- **Primera generación:** las primeras resinas compuestas aparecidas se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo de macropartículas de 8 a 10 μm promediado y cuyas partículas tenían una forma esférica. Con un relleno de prismas de vidrio en un porcentaje que oscilaba del 60-70%. Consiguiendo mejorar con ese relleno la resistencia al desgaste y buen pulido. Con el inconveniente añadido de una rápida pigmentación, propiedades mecánicas no ideales, solubilidad, etc. En la actualidad ya no existen productos de este tipo en el mercado.

- **Segunda generación:** aumentaron el porcentaje de fase orgánica. Se le llamó la generación de los composites de micropartícula. Partieron de un promedio de partícula de 0,05 μm , hoy en día, se utilizan tamaños de 0,06 a 0,1 μm . La adición de estas micropartículas coloidales tornaba los composites extremadamente viscoso y difícil de manipular, por esto, se siguieron buscando formas que no generaran este tipo de problemática. Con esta generación se mejoró el acabado final de los composites, pero, se disminuyó la resistencia al desgaste y aumento de la abrasión.
- **Tercera generación:** se empezó a hablar de los composites híbridos, donde la fase inorgánica tenía diferentes tamaños de partículas combinadas entre sí y ambas con distintas composiciones químicas. La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la textura superficial y el pulido. El gran problema que determinaba a estos composites eran los cambios de color y retención de placa y pigmentos.
- **Cuarta generación:** a este grupo pertenecían aquellas resinas compuestas con alto porcentaje de relleno inorgánico de vidrios (cerámicos y metálicos). Eran resinas compuestas desarrolladas específicamente para su utilización en dientes posteriores, por el consiguiente aumento de la resistencia al infiltrar el relleno anteriormente especificado.
- **Quinta generación:** estas resinas pretendían mejorar las anteriores, fueron formuladas técnicamente para dientes posteriores por sus propiedades mecánicas. Pero, se utilizaban de forma indirecta, procesadas con calor y presión o combinación de varios factores como: luz, calor, presión, etc.
- **Sexta generación:** son los sistemas actuales. Son las llamadas microhíbridas y nanohíbrida.
- **Séptima generación:** son los composites más novedosos que existen en el mercado a día de hoy y son los llamados composites de nanotecnología o de nanorrelleno. Con ellos, se han conseguido mejorar en gran medida las propiedades mecánicas y unas cualidades ópticas y de pulido excelentes, consiguiendo con ello un gran mimetismo con la estructura dental remanente.

CLASIFICACIÓN SEGÚN EL SISTEMA DE ACTIVACIÓN

La polimerización es la transformación de monómeros en polímeros. Hasta que se produce esta reacción, los monómeros se encuentran equidistantes, a 4 nm entre sí aproximadamente, con la polimerización se reacomodan, y la distancia entre ellos disminuye hasta tres veces. Cuando se produce ese acortamiento y reordenamiento de las partículas, inevitablemente aparece una contracción del material. Durante la primera parte del proceso de polimerización², se produce una deformación, con movimientos lentos y graduales. Hasta llegar a la fase de gel, donde hay un aumento del endurecimiento considerable. Finalmente, la etapa post-gel el material ha llegado a un punto de endurecimiento irreversible y máximo, donde no existe la posibilidad de la deformación por se.

Este es uno de los motivos por los que se están buscando alternativas para mejorar el grado de polimerización, grado de conversión de monómero y propiedades mecánicas mejoradas.

En base a esto la clasificación que se puede establecer de los recursos de composites dentales serían los siguientes.

Resinas compuestas de autocurado

En el proceso de activación química, una amina terciaria aromática es quien activa la reacción de polimerización, que al actuar sobre el peróxido de benzoilo, permite la producción de radicales libres que reaccionarán sobre el monómero en el inicio del proceso, a temperatura ambiente.

Resinas compuestas de fotocurado

Corresponde a los sistemas que se activan con la luz visible. En ellos, una luz halógena de longitud de onda entre 450 y 490 nm, activa a una α -dicetona, la canforoquinona, que, en presencia de una amina alifática, inicia la reacción de polimerización.

En estas resinas la cantidad de monómero residual tras la polimerización es mucho menor que en las resinas compuestas de autocurado, además, el proceso de polimerización es mucho más rápido respecto a las anteriores. Finalmente, la estabilidad y perdurabilidad de color es mucho mayor.

Resinas compuestas de activación dual

En este caso, correspondería a aquellas resinas compuestas con distintos sistemas de polimerización (se puede encontrar con sistemas basados en el calor, la presión y la luz, el calor y la luz o foto- y autopolimerización). Normalmente, se combinan la foto- y autopolimerización, siendo éstas una de las más empleadas hoy en día. Dando con ello unos resultados mecánicos comparables con la amalgama de plata.

El motivo fundamental por el cual hoy en día su uso se está extendiendo, se basaría en que a partir de 2 mm de profundidad la polimerización de los composites fotopolimerizables se empieza a ver comprometida por la conversión monomérica de la subsuperficie. Con lo cual, una inadecuada polimerización de la resina compuesta se puede traducir en propiedades mecánicas mermadas, sensibilidad postoperatoria, microfallas en la interfase, filtrado marginal, caries recurrente y la irritación pulpar causada por monómeros residuales.³

Consecuentemente, la aparición de este tipo de resinas se desarrolló para mejorar las limitaciones inherentes del fotocurado y autocurado. Y, además, con las resinas compuestas duales se consiguió llegar a polimerizar porciones de composite en profundidad. Aunque existan estudios que puedan diferir de esto último.

Llegado este punto, existen otras posibilidades factibles de clasificación de composites dentales y atendiendo a otras características y particularidades.



CLASIFICACIÓN SEGÚN SU CONSISTENCIA

Resinas compuestas convencionales

Corresponden a un grupo de resinas compuestas que poseen una viscosidad intermedia. Esta característica está influenciada directamente por la cantidad de relleno presente en su estructura, la que corresponde a un 70-80% en peso, y a un 60-70% en volumen. Generando con ello un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga.

Resinas compuestas condensables (alta viscosidad)

Contienen un porcentaje de carga inorgánica o de relleno cercano al 80% (aproximadamente un 60-70% de volumen). Poseen una malla polimérica rígida (partículas cerámicas silanizadas que permiten el infiltrado y aposición de la parte orgánica). Por lo que el alto contenido en relleno hace necesaria su condensación o compactación. Son altamente resistentes al desgaste y la fatiga, presentando así un alto módulo elástico que las hace comportarse con rigidez. Aun así, presentan inconvenientes como su difícil adaptación entre una capa de composite y la otra, difícil manipulación y pobre estética que se puede lograr cuando se realizan composites anteriores (poco mimetismo y paupérrimo pulido). Por tanto, su mayor indicación se centra en restauraciones posteriores (sobretudo clases II, dado que se consigue un buen punto de contacto por condensación y compactación).

Resinas compuestas fluidas (baja viscosidad)

La primera generación de composites fluidos fue presentada en 1996 casi al mismo tiempo que los condensables. Se trata de composites híbridos. Y durante muchos años se emplearon para el cementado de carillas y coronas. La principal diferencia es que los composites fluidos ofrecen la gama de las gamas comerciales de color dental (Por ejemplo, la guía VITA®) para facilitar su uso con otros materiales restauradores (215). Los composites fluidos han ido ganando popularidad, y se han convertido en un importante material para la odontología conservadora y estética con varias indicaciones clínicas. Por otra parte, el mismo fabricante puede tener más de un producto fluido. Al poco tiempo, esta consistencia se extendió a otras categorías de materiales basados en resinas (Por ejemplo, ormocerams y compómeros).

Son resinas que se presentan tan fluidas porque el porcentaje de relleno inorgánico se disminuye y se modifica la tixotropía de las mismas eliminando algunos modificadores de viscosidad. La cantidad de relleno que poseen se encuentra en torno al 50-60% de su peso y del 30 al 50% en volumen. Se pueden clasificar a su vez, según su propia viscosidad en baja, media o alta. Los de carga de relleno baja, presentan mayor contracción de polimerización y propiedades mecánicas inferiores en comparación con los composites híbridos (labella). Por tanto, debido a su bajo módulo de elasticidad se aconsejó su utilización en restauraciones de clase V para absorber la tensión que se genera en la zona crítica de la región del cuello del diente.

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS SEGÚN EL TIPO DE PARTÍCULAS DE RELLENO

Finalmente, se encuentran una de las clasificaciones mayormente aceptada por la comunidad científica. Y que, a su vez, aporta una gran información acerca de las propiedades de composición, partícula y mecánicas. Los puntos donde con mayor énfasis se está trabajando hoy en día son: estrés de polimerización, contenido de monómero residual, inadecuada profundidad de curado, manipulación y características estéticas del composite. Por todo ello, es necesario para el clínico conocer algunas clasificaciones de composites que le ayuden a comprender su composición y, por tanto, sus propiedades y consecuentemente que sirva para tomar decisiones de aplicación clínica.

El continuo desarrollo de los métodos de síntesis de los composites está permitiendo llegar a evolucionar las partículas que lo componen y sus propiedades. Hasta tal punto, que el tamaño de partícula de relleno está decreciendo continuamente, llegando a trabajar hoy en día con nanopartículas que ofrecen unas posibilidades estéticas que antiguamente no se podían disponer, además, de unas excelentes propiedades mecánicas.

Por esto, durante muchos años se ha buscado una clasificación que unificara y homogeneizara todos y cada uno de los composites que existen en el mercado. Desde los composites de macropartícula hasta los nanoparticulados. Pero, sigue resultando bastante complicado reunir y plasmar en una clasificación tantos ítems y variables.

Además, la clasificación en base al tamaño de partícula de relleno presenta la complicación de que no refleja en ella, por ejemplo, la composición exacta de las partículas, morfología o especificidades concretas de las partículas de relleno. Pero, sí que se llega a comprender con esta clasificación (gracias a la especificación del tamaño de partícula) cuales son las propiedades físicas y el comportamiento mecánico resultante de trabajar con las resinas compuestas encuadradas en ella (por ejemplo, se sabra en base al tamaño de la partícula la fuerza a la flexión, el módulo elástico y la predisposición a la fractura del composite en cuestión).

Las resinas compuestas se han clasificado de diferentes modos. Pero, en lo referente al tamaño de partícula la clasificación por excelencia y la más clásica fue la que crearon Lutz y Phillip. Estos autores dividieron a las resinas compuestas en composites de macrorrelleno (de 0,1 a 100 μ) hasta los composites de microrrelleno (partículas de 0,04 μ) y los composites híbridos (rellenos de diferentes tamaños).

Resinas compuestas de macrorrelleno

También denominadas resinas convencionales o de primera generación. Estaban compuestas predominantemente por partículas de cuarzo y vidrio de estroncio o bario. Siendo una mezcla bastante irregular, en cuanto a su tamaño, existiendo oscilaciones de tamaño de partícula de 1 a 100 micrones con un 75-80% de peso y 60-70% de volumen. Eran unas resinas compuestas que presentaban problemas como:

- Porosidad superficial (por atrapamiento de aire en la manipulación).
- Dificultad elevada de conseguir un buen acabado y pulido (provocado por la homogeneidad de tamaño de partícula de relleno y por tanto, de un desgaste de pulido diferente de las partículas respecto a la matriz).
- Mayor susceptibilidad a la pigmentación.

Resinas compuestas de microrelleno

También llamados composites de acabado fino, que surgieron como una alternativa a las anteriores. Su relleno corresponde a partículas de Aerosol que son partículas de entre 0,02 y 0,9 μ m, generando con ello un acabado y pulido mucho mejor, además, de brillo superficial. Por tanto, se presentaron como resinas compuestas de alta estética.

Pero, tienen el inconveniente de que las partículas de relleno son ultrafinas e incrementan en gran medida la superficie de contacto con los monómeros, por lo cual, si se incrementaran demasiado en su interior, se aumentaría mucho su viscosidad y empobrecería las propiedades mecánicas de dicho composite.

Resinas compuestas híbridas

Debido a la tecnología integrada en las resinas compuestas, se pueden presentar altas cargas de relleno, en este caso, partículas molidas, de cuarzo o de vidrio y elementos de relleno como el dióxido de silicio. Con lo que se recuperan en gran medida las propiedades mecánicas del composite que se habían perdido respecto a las resinas anteriores, pero no poseen la capacidad de pulido que sí tienen las de microrrelleno. Presentan en su fase inorgánica vidrios de diferente composición y tamaño que representa un porcentaje en peso de 60-85%, y un volumen del 55-65%, y con tamaños de partícula que oscilan entre los 0,6 μ m y 5 μ m. Se caracterizan por presentar:

- Gran variedad de colores.
- Mimetismo con estructura remanente dental.
- Menor contracción de polimerización que las de microrrelleno.
- Baja sorción acuosa.
- Excelente acabado y pulido.
- Buena texturización, abrasión y desgaste.
- Coeficiente de expansión térmica muy similar al del diente.

Hoy en día se puede distinguir, gracias a las técnicas de molido de las partículas:

- Composites híbridos (tamaño medio de la partícula menor de 10 μm).
- Composites híbridos de partículas finas (tamaño medio de la partícula menor de 5 μm).
- Composites híbridos de partículas microfinas (tamaño medio de la partícula menor de 3 μm).
- Composites híbridos de partículas submicrónicas (tamaño medio de la partícula menor de 1 μm).

Resinas compuestas nanohíbridas

Se utilizó este término para referirse a composites a los cuales se les incorporó nanopartículas (por ejemplo, sílice pirogénica de 0,04 μm) dentro de un material ya por sí microhíbrido, por lo que ya no se puede hablar de nanorelleno.

De esta manera, estos tipos de resinas compuestas poseen en su interior partículas nanométricas en su composición inorgánica que oscila de 10 a 70 nm, pero a diferencia del nanorelleno de otras resinas compuestas no poseen un nanoclúster, en reemplazo de este tienen un microrelleno promedio de 0,7 micrones. Estas partículas actuarán como soporte para las nanométricas y le otorgarán una serie de propiedades:

- Mejora de propiedades mecánicas.
- Aumento de la longevidad de las mismas.
- Aumento de la viscosidad y mejora de manipulación.
- Regular la consistencia.
- Dan opción al mimetismo de color con remanente dental.
- Radiopacidad.

Los resultados clínicos de estas resinas son bastante parecidos a los de nanorelleno, pero su carencia radica en lo que se refiere a la pérdida de la partícula de soporte (microhíbrido) frente a una acción abrasiva generando un efecto de desestructuración completo, y alterando, por tanto, el pulido superficial y el mantenimiento del brillo.

Resinas compuestas de nanotecnología

Se trata de composites con grupos funcionales en el rango de 0,1 a 100 nanómetros (la nanoescala).

Son composites que cuentan con nanopartículas que presentan un tamaño similar al de los composites de microrrelleno, pero con los nanómetros aislados, no aglomerados, y distribuidos en la matriz orgánica de forma uniforme. La proporción de partículas de relleno equivale a la de composites híbridos y suelen ser partículas de óxido de sílice de 25 a 65 nm. Y con ello, se produce una mejora considerable en las propiedades mecánicas y estéticas (ya que las partículas trabajan en el rango de luz visible de 0,4-0,8 μm).

Por tanto, son sistemas de composite con una alta traslucidez, alta capacidad de pulido y alta capacidad de mantener el brillo superficial en el tiempo (similar al que se consiguen con microhíbridos), además, de mantener las propiedades mecánicas similares a las de los composites híbridos.⁴

OTROS TIPOS DE COMPOSITES DENTALES

ORMOCERAS

El sellado de fosas y fisuras fue introducido por Cueto y Buonocore en el año 1965 con la idea de prevenir las caries oclusales.

En 1998 un nuevo material restaurador, apareció en el mercado, las ormocerías. Basándose para su síntesis en el dióxido de silicio. En contraposición a las resinas compuestas, estaban compuestas por largas moléculas monoméricas que podían reducir la contracción de polimerización, mejorar la resistencia y evitar la lisis monomérica (Bisfenol A). Por ello, se empezaron a emplear como sellanes de fosas y fisuras.

En los últimos años, tras la utilización de la amalgama durante varias décadas, se introdujeron los composites compactables como alternativa a la propia amalgama de plata. Basándose las investigaciones en conseguir aunar las mejoras de las fases con la mejora en el relleno inorgánico para conseguir mejorar las propiedades físico-químicas. En base a todo ello, también se desarrollaron diferentes sistemas de matrices como las Ormoceras. Que se trataba de cerámicas orgánicamente modificadas y basadas en tres componentes (porción orgánica, porción inorgánica y los polisiloxanos). Después de ser polimerizada, la porción orgánica junto con los grupos metacrilato formaban una red tridimensional.

A una misma cantidad de relleno, las ormocerías reducen la contracción de polimerización comparada con los composites híbridos y a una menor cantidad de relleno, la contracción de polimerización es igual a la de composites convencionales.

COMPÓMEROS

A principios de la década de los años 70, surgieron investigaciones en el laboratorio de Wilson y Kent que sentaron bases en el vidrio ionomérico para que posteriormente McLean hiciera las oportunas aplicaciones clínicas de este material.

Las principales ventajas que se encontraron eran que los vidrios ionoméricos liberaban fluoruros y la adhesión a la estructura dental era bastante buena. Aunque, sus propiedades mecánicas eran relativamente pobres y por ello, sólo se utilizaban para clases III y clases V, en sus inicios.

El material por sí mismo nace de la necesidad de mejorar las versiones de vidrio ionómero aplicándole unos grupos acrilatos en la parte poliácida del cemento de vidrio convencional. La reacción de establecimiento ácido-base del cemento de vidrio es suplementada por una reacción de polimerización de la resina de los monómeros como el HEMA (hidroxietilmetacrilato) y el bis-GMA (bis-Glicidildimetacrilato) o de cadenas sobre la molécula de poliácidos. Por tanto, el monómero ácido de los compómeros contiene dos grupos carboxilato ácidos y dos grupos metacrilatos polimerizables que fomentan una polimerización de radicales libres como inicio a un fotocurado y una reacción ácido-base si el agua está presente.

Los primeros dos materiales disponibles como tales fueron el Dyract (DeTrey Dentsply, Konstanz, Alemania) y Compoglass (Vivadent, FI-9494 Schaan, Liechtenstein).

El primer compómero comercialmente disponible estaba combinado con un imprimador de autograbado, el cual contenía un promotor de adhesión basado en acetona con un constituyente activo PENTA (ácido éster dipentaericitol pentacrilato fosfórico) y monómeros dimetacrilatos elastoméricos e iniciadores; además, de un contenido polimerizable y un monómero como el UDMA (dimetacrilato de uretano) y resina TCB (un bi-éster de 2 HEMA y ácido tetracarboxílico butano) y vidrio de sodiofluorosilicato, aluminio y estroncio.

Las partículas de relleno en estos productos varían de 0,2 µm a 10 µm. Por las características intrínsecas del material a día de hoy, las utilidades de los compómeros se utilizan más en dentición decidua que dientes permanentes debido a la baja resistencia a la abrasión.

SILORANOS

El nombre de este material hace referencia a la composición química que constituye su estructura Siloxanos y Oxiranos. Se trata de un material con unas propiedades mecánicas interesantes: con una alta resistencia, baja contracción y una discoloración marginal pobre. Porque el anillo de monómeros difiere en gran medida de la cadena monomérica por ejemplo de los composites híbridos. A todo ello, se le unen las propiedades hidrofóbica y fenómenos de discoloración reducidos. La polimerización de estos productos se trata de una reacción catiónica, basada en: canforoquinona (fotoiniciador), una amina y sal de idonio. La canforoquinona es excitada y reacciona con la amina que reduce la sal de idonio en una sal catiónica. Por tanto, la apertura de los anillos de oxirano durante la polimerización compensa en cierto grado la contracción de polimerización, cuyos valores rondan del 0,2 al 1%.

Por todo ello, las aplicaciones clínicas de estos materiales se restringen a sectores posteriores por la problemática que existe en lo que respecta a la estética, además, de presentar una débil radiopacidad que dificulta su visión y discriminación respecto a otras estructuras en radiografías.

PROPIEDADES DE LOS COMPOSITOS DENTALES

Los composites son uno de los materiales más frecuentemente utilizados en la práctica diaria en Odontología. La calidad de los composites se ha ido incrementando desde su aparición hasta la actualidad. Llegando a un punto, en el cual, hay una gran variedad de casas comerciales que ofrecen unos productos con unas características muy similares y con posibilidades cada vez mayores. Por ello, es de vital importancia que el clínico conozca las propiedades de estos composites para poder utilizarlos en base a unos criterios clínicos consistentes e individualizados a cada uno de los casos.

Aproximadamente, se realizan unos 280 millones de obturaciones de composite al año y unos 240 millones de obturaciones de amalgama de plata anualmente a nivel mundial.

Es interesante poder cuantificar en cierto modo los errores de desconocimiento de materiales y técnicas como pueden inducir a fallos, por ello, se ha visto en estudios realizados en las universidades que aproximadamente a los 10 años se produce un 8% de fallos en las restauraciones por los cuales los composites se desprenden, un 3% de las restauraciones acaba teniendo caries marginal recurrente, un 3% se fracturan y otro 2% de las restauraciones acaba fallando por otros motivos. Consecuentemente, se pone de relevancia la importancia de conocer en profundidad los materiales que restauradores, en este caso los composites, para evitar errores que sí se puedan cometer en enseñanzas universitarias de pregrado.

A continuación, se describirán, las propiedades que se pueden observar en composites dentales.

MANIPULACIÓN

La manipulación de los composites dentales, en lo referente a su viscosidad y adaptabilidad genera una influencia importante a la hora de generar éxito en las restauraciones. Por este motivo, aparecen en el mercado múltiples materiales de restauración con varias viscosidades, formas de aplicación y propiedades de manipulación optimizada. Todo ello, es debido a que no existen unas pruebas estandarizadas para determinar la perfilometría, la influencia de la velocidad de escurrimiento, testado de relación entre diferentes temperaturas-viscosidades y los diferentes sustratos y su influencia. Aun así, se trabaja en pruebas de separación, fuerzas máximas y coeficientes de variación.

FUERZA DE UNIÓN

Es una característica importante siempre que se habla de composites dentales porque esta fuerza de unión va a impedir fallos en la interfase, fallos de cohesión y problemas futuros. Esta fuerza de unión depende directamente de la unión de la resina compuesta a la dentina y el esmalte. Y a su vez, depende del tipo de composite que se utiliza y el sistema adhesivo asociado al mismo. Esta fuerza de unión se testa en un laboratorio por medio de unos cilindros de dentina y de esmalte. Tras 5 minutos, 24 horas, y 3 ó 6 meses en agua son cortados y probados con máquinas específicas para este propósito.

COEFICIENTE EXPANSIÓN TÉRMICA

Diariamente en la cavidad oral, se producen variaciones de temperatura y contrastes bastante importantes. Existen estudios que demuestran que los rangos de oscilación de temperatura durante la masticación pueden variar desde 0-14 °C hasta 56-67 °C. Además, muchos autores coinciden en que la temperatura induce cambios volumétricos que posteriormente son asociados a filtración marginal, caries secundaria y sensibilidad postoperatoria.

Con la irrupción de los composites en el mercado, muchos autores han intentado desde su génesis prácticamente, determinar tests para valorar y verificar dichos coeficientes de expansión térmica lineal. Finalmente, se pudo observar y se llegó a valorar rangos de 20 a 80 x 10⁻⁶/°C para los composites dentales y para el diente, aproximadamente 17 x 10⁻⁶/°C para el esmalte y sobre 11 x 10⁻⁶/°C para la dentina.

PROFUNDIDAD DE CURADO

El grado de curado con luz visible activada de los composites es una de las claves del éxito desde que estos materiales fueron instaurados en la práctica odontológica. Mientras que, la evaluación de la capa superficial de polimerización de un composite (aproximadamente 2 mm) es de fácil acceso y fácil estudio, las capas inmediatamente subsuperficiales son las que otorgan muchas de las propiedades exigibles a un composite dental como puedan ser las propiedades físicas intrínsecas.

A su vez, el que no se consiga una correcta polimerización del composite repercutirá en que se generarán monómeros libres que pueden determinar irritación pulpar, acúmulo de placa por aumento de rugosidad y puede inducir a problemas mecánicos a corto y medio plazo. Consecuentemente, y tras la utilización de estos materiales más de 25 años, la ciencia ha generado múltiples pruebas para medir dicha profundidad de curado. Estas técnicas incluyen el "scrapping" (rascado del material) para ver el grado de conversión de dobles enlaces en el polímero. La técnica de "scrapping" fue codificada y estandarizada en base a la ISO4049:2009.

Para definir la profundidad de curado basada en las mediciones de dureza superficial e interna de la muestra en cuestión, es común calcular la relación de dureza inferior / superior y dar un valor mínimo arbitrario para esta relación para considerar la superficie inferior como suficientemente polimerizada. A menudo, se han utilizado valores de 0,80 y 0,85.

RADIOPACIDAD

La radiopacidad es una propiedad científicamente reconocida para los composites dentales. Con esta característica de las resinas dentales consigue determinar caries secundarias, descalcificaciones dentales, defectos en la restauración y otros posibles datos de interés. La referencia de radiopacidad es en base a una cuña o pletina de aluminio de 1 mm de grosor, según las directrices que marca la ISO 4049:2009. En cuya ISO puede encontrarse que ningún fabricante que proponga que su material es radiopaco no pueda dejar utilizar una cuña de aluminio menor a 0,5 mm de grosor como referencia y con una pureza del mismo mayor al 98% con un 0,1% máximo de porcentaje de cobre y un 1% máximo de acero presente en su composición.

Sin embargo, según algunos estudios se pudo observar que la variación en la pureza del material utilizado para las pruebas en algunos casos no se correspondía a los requisitos que marca la norma ISO. Por ende, los autores recomendaban y concluían la necesidad de generar métodos actualizados y teniendo en cuenta coeficientes de atenuación incluso de la placa de Rayos X a la hora de determinar la radiopacidad de un material concreto.

EXPANSIÓN HIGROSCÓPICA

Todos los composites dentales que están en contacto con la saliva y el medio oral son susceptibles de absorber agua (ocurre, por tanto, una relajación del estrés tras la contracción de polimerización). Este proceso finaliza aproximadamente a los 3 meses o incluso más. La expansión del composite no debería superar los 0,8%-6% porque si se sobrepasan contracciones y expansiones mayores de ese grado se producen problemas asociados como caries recurrente en la zona cavosuperficial y, por tanto, disolución de hidroxiapatita por el ataque ácido de las caries, además, se puede producir sensibilidad dental, fracturas y deflexión de cúspides dentales, etc. La tasa de expansión higroscópica depende principalmente de: tipo de resina, tipo de adhesión matriz-relleno, el grado de polimerización de la resina compuesta y de su accesibilidad al agua. Por lo que:

- **Tipo de resina:** los monómeros tipo BisGMA, TEGDMA y UDMA absorben más que otros.
- **Interfase matriz-relleno:** la unión entre ambos depende de los silanos. Si no se produce una unión perfecta entre ellos puede generar problemas en lo que respecta a la absorción de agua.

- **Grado de Polimerización:** afecta a la saturación de grupos activos a la rigidez y permeabilidad tridimensional de la malla de resina. El grado de conversión se encuentra sobre el 43,5 y el 73,8% para composites posteriores. Por lo que, cuanto menor viscosidad tenga el material existirá un mayor grado.
- **Accesibilidad al agua:** el agua puede aparecer en contacto con el composite desde 2 vías: desde el entorno o desde la dentina.

Finalmente, según la Norma ISO 4049 para los materiales de restauración con base en polímeros debe ser de hasta 40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

MÓDULO ELÁSTICO Y DUREZA

El éxito de las restauraciones dentales no sólo depende de las propiedades biológicas, químicas, físicas y propiedades patofisiológicas. Si no que en gran medida va a depender del conocimiento que se tenga de las propiedades mecánicas de los materiales que se utilizaran en la práctica diaria.

Durante las últimas décadas, se generaron varios tipos de pruebas mecánicas y tests para materiales dentales, en las que se evaluaba la resistencia a la compresión, tensión, flexión, abrasión y el test de microindentación. Generando con todo ello, una infinidad de parámetros y estudios que se alejaban de la estandarización. Además, hay que añadir a todo ello que los composites se comportan como materiales bifásicos, dado que presentan varias fases dentro de su propia estructura, siendo determinante en sus propiedades; por ejemplo, el tamaño de partícula y tipo de partícula de relleno de los mismos. Que, a su vez, se puede distribuir de una forma homogénea o por el contrario, no homogéneamente. Todo esto va generar muchas variables que van a ser difícilmente medibles.

El módulo elástico y la dureza son unas de las propiedades más estudiadas usando pruebas de indentación.

La dureza se puede definir como la resistencia que presenta un material a penetración de otro elemento o a la indentación del mismo. Por ello, presentara información valiosa acerca de capacidad de un material concreto para resistir fuerzas axiales y en el plano oclusal. Por otro lado, el módulo elástico se refiere a la rigidez relativa que presenta un material y la capacidad que tiene para fijar una carga constante sin deformación. Por lo tanto, conocer en profundidad estos dos parámetros es clave para el éxito de las restauraciones dentales o de cualquier biomaterial.

Por este motivo, la nanotecnología está dando soporte a futuras aplicaciones de los biomateriales y concretamente de lo composites dentales, porque está ayudando a crear nuevos materiales con propiedades mecánicas mejoradas: reduciendo la contracción de polimerización, aumentando la resistencia a la abrasión, mejorando la micro- y macrodureza, aumentando el módulo elástico, etc. Finalmente, se está observando que las nanopartículas de relleno en los composites también están relacionadas con la fuerza de unión y cohesión de las resinas dentales, la capacidad o no de deflexión, capacidad de pulido, etc.

RESISTENCIA AL DESGASTE

Aproximadamente en USA los dentistas realizan unos 122,7 millones de composites al año, según un estudio de 2006. Con una longevidad media en tasas de reemplazamiento de 5,7 años. Por este motivo, la mejora en las propiedades de resistencia al desgaste y la abrasión en los composites es primordial. Siendo una de las características clínicas más importantes.

Se debe ser conscientes de que las restauraciones dentales están sometidas a muchos ciclos de carga continua y en un ambiente bastante hostil para la mayoría de los materiales. Por este motivo, es importante la observación de las restauraciones con el paso del tiempo y sus respuestas a muchos factores como puedan ser: tipo de composite empleado, tamaño de partícula, tipo de relleno, tipo de cavidad, diente antagonista, localización de la cavidad, etc.⁵

Por otro lado, cada paciente individualmente presenta una capacidad de desgaste en cada restauración dental. Por ello, las pruebas reproducidas en el laboratorio a este respecto no tienen tanta trascendencia como otras, dada la variabilidad de parámetros que no se pueden simular y, por tanto, son imponderables. Aun así, la resistencia al desgaste ha aumentado considerablemente en los composites dentales en los últimos años, respecto a los composites que se realizaban en los años 80. Aún con ello, algunos de los últimos estudios han demostrado poca correlación entre el desgaste que se observa clínicamente y los resultados expresados desde los laboratorios de experimentación. Y, además, se ha podido añadir por parte de algunos autores que el desgaste excesivo no genera daños periodontales, articulares (articulación temporomandibular) e incluso, en los dientes antagonistas.⁶

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

La polimerización en las resinas compuestas se trata de una reacción a nivel molecular, tras su activación, por la que los monómeros se unen formando una cadena polimérica. Esta contracción es inherente a la reacción de polimerización y es inevitable, aunque existen parámetros que sí se pueden controlar y por tanto, se puede modular la contracción de polimerización.

Cuando se une un composite a las paredes de la cavidad, es inevitable que se genere un estrés sobre ellas. Dependiendo de la cantidad de estrés que se produzca tras la polimerización del composite, del sistema adhesivo y de la interfase entre el diente y el composite se producirán en mayor o menor medida microfisuras o separaciones (despegamientos entre el diente y el composite). Todo este fenómeno es dependiente de el volumen del composite y la ratio de zonas donde se ha generado una unión y las zonas donde no se ha generado una unión estable entre la restauración y el diente. Por tanto, a mayor factor C mayor nivel de estrés.



Hay varios factores que se determinarán el factor C de una restauración y entre ellos pueden encontrarse con: factores dependientes del paciente, factores dependientes del clínico, del diente, del tamaño de la cavidad y del material que se haya empleado.

Los composites dentales experimentan una contracción volumétrica aproximada que va desde el 2% al 6%. Estas contracciones generarán una fuerza tensional de 5 a 15 MPa entre el composite y el diente, que puede indefectiblemente traducirse en microgrietas, microroturas y deflexión cuspidéa.

COMPOSITES TIPO CORE BUILD-UP

Los composites tipo core build-up se utilizan para restaurar dientes que tienen una sustancial parte de la corona destruida. También, se emplean en cavidades de gran tamaño o en dientes que han sido endodonciados y que posteriormente recibirán una prótesis fija de recubrimiento total.

Muchos de estos composites se utilizan en conjunción con un pin, poste y un sistema adhesivo apropiado para facilitar su retención en la estructura dentaria remanente.

Durante muchos años, se han empleado en caso de destrucción severa dental una infinidad de materiales que quizás ni siquiera fueron concebidos para ese fin. Con el paso del tiempo, se han ido desarrollando sistemas adhesivos adecuados para estos materiales y, además, se ha incrementado el rango de aplicaciones de los materiales con el advenimiento de nuevas resinas modificadas con ionómero de vidrio.

Con la utilización del ionómero de vidrio se abrió la posibilidad de conseguir una unión química a la estructura dental y protección anticariogénica por la liberación de fluoruro. Aun así, durante bastante tiempo los clínicos eran reacios a abandonar la utilización de la amalgama, como material de reconstrucción de los muñones dentales porque conocían bien su comportamiento a largo plazo y sabían que como material core build-up era exitoso.

Actualmente, los composites tipo core build-up son composites que se utilizan de una forma bastante habitual en la práctica diaria y que se pueden encontrar en el mercado con diferentes propiedades, por ejemplo: fotopolimerizables, quimioactivados o duales. Aunque la utilización de composites core build-up fotopolimerizables hoy en día genera bastante controversia, dado que, en cavidades profundas o situaciones en las que es necesario colocar un elemento de retención intraradicular, existe una gran limitación para el paso de la luz, con la consecuente polimerización incompleta del composite y todos los problemas asociados a este fenómeno.

Por este motivo, se introdujeron los composites tipo core build-up de curado dual. Para conseguir superar las limitaciones que generaban los composites anteriormente mencionados. Se logró el curado dual, con la inclusión en el sistema de un iniciador tipo "redox" dentro del grupo de fotoiniciadores. Con lo que se asegura una polimerización completa incluso en partes profundas de las cavidades o en el interior del conducto radicular.

También, se pueden encontrar de alta viscosidad o de baja viscosidad. Y, además, en diferentes colores desde el azul hasta el blanco opaco para dientes decolorados. El volumen y tamaño de partícula de relleno en la composición de la resina compuesta, tendrá una influencia determinante en dureza, polimerización, viscosidad y resistencia al desgaste.

Las premisas que se deben cumplir al utilizar un composite de este tipo son:

- Adecuado sistema adhesivo utilizado conjuntamente con el composite core.
- Cubrir completamente el sistema de retención (por ejemplo, poste y pin).

Y las ventajas que reportara su utilización son:

- Fácil y rápida utilización del material (reducirá tiempo de espera del paciente y de trabajo del odontólogo).
- Bajo tiempo de espera para tallar el muñón.
- Dureza final muy apropiada (similar a la dentina).
- Radiopacidad.
- Diferenciación con el límite del diente debido a todas las posibilidades cromáticas que ofrece.
- Puede liberar flúor y con ello prevenir la caries dental en bordes cavosuperficiales.
- Versatilidad de aplicaciones clínicas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Alsharif SO, Arifin Z, Ishak BM, Arriffin AB. An overview on Dental Composite Restorative "White Filling". *Annals Inter. J Eng.* 2010; 8:95-100.
2. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral. Sci.* 2002; 110:471-479.
3. Noort RV. *Introduction to Dental Materials*. 4ª ed. USA: Ed Mosby, Elsevier; 2013.
4. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literatura review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010;120(11):972-986.
5. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent.* 2007; 32:45-52.
6. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2008; 99:435-443.