

Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica

Dynamics of polymerization focused on reducing or preventing the stress of contraction of the current composite resins. Bibliographic review

Moradas Estrada M*, Álvarez López B**

RESUMEN

En los últimos años, las resinas compuestas han sido mejoradas en cuanto al desgaste, estética y otras propiedades físicas. El mayor problema que persiste con las resinas compuestas es que estos materiales se contraen durante la polimerización. Contracción significa densificación o pérdida de volumen. En la cavidad dental, esta pérdida de volumen compromete la integridad de la interfase entre resina y diente, lo cual favorece la formación de grietas con el riesgo de hipersensibilidad, recidiva de caries o, incluso, fractura de la restauración. En el presente artículo, se expone la actualidad acerca del conocimiento sobre la contracción de polimerización de las resinas compuestas y su relación con el tipo de lámpara de polimerizar. Así mismo, se desarrollan los conceptos de fase oscura, expansión higroscópica, el consecuente estrés de contracción o los nuevos materiales que se presumen carentes de contracción; todo ello, en el marco de la dinámica lógica y normal llevada a cabo a la hora de realizar una obturación utilizando resinas compuestas con independencia de su relleno o partícula de éste. Respecto a las fuentes de polimerización, tanto las lámparas halógenas convencionales o las de alta densidad de potencia, como las LEDs, ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica, lo que resulta muy útil para disminuir la contracción volumétrica del material.

PALABRAS CLAVE: Odontología operativa, microinfiltración, penetración de tinte, resina de contracción de esfuerzo, luz de polimerización.

SUMMARY

In recent years, composite resins have been improved in terms of wear, aesthetics and other physical properties. The major problem persists with composite resins is that these materials shrink during polymerization. Contraction means densification or loss of volume. In the dental cavity this loss of volume compromises the integrity of the interface between resin and tooth, which favors the formation of cracks with the risk of hypersensitivity, recurrence of caries or even fracture of the restoration. This article presents the current knowledge about the polymerization contraction knowledge of the composite resins and its relation to the type of polymerization lamp. Also the concepts of obscure phase, hygroscopic expansion, the consequent stress of contraction or the new materials that are presumed devoid of contraction are developed, all this in the frame of the logical and normal dynamics carried out at the time of making a seal using composite resins, regardless

* Profesor Colaborador. Servicio de Odontología Conservadora de la Clínica Universitaria de la Universidad de Oviedo. Servicio de Odontología Conservadora y Materiales Odontológico. Dpto. de Cirugía y Especialidades Médico Quirúrgicas de la Universidad de Oviedo. Asturias. Práctica privada en Centro Estomatológico González Tuñón. Oviedo

** Especialista en Prostodoncia. Práctica privada en Tapia de Casariego.

of their filler or particle thereof. Regarding the sources of polymerization, both conventional halogen lamps and high power density lamps, such as LEDs, offer a gradual increase in light intensity, which is very useful to decrease the volume shrinkage of the material.

KEY WORDS: Operative dentistry, microleakage, dye penetration, stress contraction resin, polymerization light.

Fecha de recepción: 9 de enero de 2017.

Fecha de aceptación: 15 de enero de 2017.

Moradas Estrada M, Álvarez López D. Dinámica de polimerización enfocada a reducir o prevenir el estrés de contracción de las resinas compuestas actuales. Revisión bibliográfica. Av. Odontostomatol 2017; 33 (6): 261-272.

INTRODUCCIÓN

Una de las principales razones para el índice de fracaso en las restauraciones de resina compuesta, es la falta de una adecuada polimerización de las resinas. Por ello, hemos de conocer no sólo los fenómenos fisicoquímicos sino respetar y entender todo el proceso de polimerización.

Se ha realizado una revisión bibliográfica descriptiva de las evidencias aportadas en artículos indexados y otras fuentes bibliográficas, como libros, tesis u otros. Se realizó, utilizando las palabras clave: *operative dentistry, microleakage, dye penetration, stress contraction resin, polymerization light*. En la base de MEDLINE, se obtuvieron un total de 125 resultados. Éstos se analizaron y, tras comprobar si cumplían o no los criterios de inclusión/exclusión de este trabajo, finalmente fueron 96 los artículos de revisión bibliográfica publicados, que, tras aplicar los criterios de inclusión/exclusión, se quedaron en 36, de una horquilla que va de 2010 a 2015.

MATERIAL Y MÉTODO

Las resinas compuestas son uno de los materiales más utilizados en el campo de la odontología, siendo capaces de presentar indicación clínica en casi todas las “especialidades” o disciplinas que la componen. Comenzaron a desarrollarse como material restaurador al final de la década de los 50 e inicio de los 60.

Hasta entonces, los únicos materiales que tenían un color similar al del diente y, por tanto,

eran capaces de restaurar además de función estética, eran los silicatos. Estos materiales tenían grandes desventajas, siendo la principal el desgaste por abrasión a consecuencia de su solubilidad.

A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a estos últimos. Estas resinas tenían un color aún más parecido al de los dientes, siendo insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y de bajo coste. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada, lo que genera microfiltración, con el consecuente riesgo de recidiva de caries, hipersensibilidad y fractura del material, entre otras. La era de las resinas modernas empezó en 1962 cuando el Dr. Ray L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina Bisfenol A Glicil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. Desde entonces, las resinas compuestas han sido protagonistas y responsables de los numerosos avances en el campo de la estética y de la odontología mínimamente invasiva, a pesar de que algunos interrogantes o problemas siguen sin una respuesta clara y aceptada, como son: la contracción de polimerización y el estrés o tensión derivada de éste y sus nefastas consecuencias.

Muchas son las resinas compuestas existentes en el mercado con diferente composición, estructura y, por tanto, indicación, aunque todas tiene dos elementos en común: la contracción de polimerización y una composición esencial, como es:

- Una matriz orgánica, generalmente compuesta por el monómero Bis-GMA. Posee también unos estabilizadores para maximizar la capacidad de almacenamiento antes de ser polimerizada y la estabilidad química después de la polimerización. El Bis-GMA se encuentra en asociación con otros monómeros de menor peso molecular (TEGMA, EGMA, UDMA u otros) necesarios para regular la viscosidad de la resina.
- Relleno inorgánico, formado por partículas de vidrio, cuarzo o sílice.
- Agente de unión, generalmente silano. Gracias a este agente la matriz orgánica y las partículas inorgánicas pueden unirse entre sí. En ausencia de esta unión no sería posible, debido a que son moléculas de naturaleza química distinta.
- Un sistema acelerador-iniciador que involucre a los componentes responsables de la reacción de polimerización.

Las primeras resinas compuestas fueron comercializadas en forma pasta-pasta. Su polimerización era activada químicamente por la mezcla de dos pastas, en una de ellas se encontraba el agente acelerador (amina orgánica) y, en la otra, el agente iniciador (peróxido orgánico). Durante el proceso de mezclado, se presentaba el potencial de crear una mezcla desigual o inconsistente que pudiera provocar un fracaso prematuro de las restauraciones. Todo ello, sumado a la falta de control del tiempo de trabajo, acabó en 1973 con el desarrollo de las resinas compuestas activadas por luz ultravioleta. En estas resinas, el iniciador y el acelerador están presentes en una misma pasta y la reacción de polimerización comienza cuando el iniciador, en este caso, la canforoquinona, es estimulado por una luz de longitud de onda específica, por lo que los materiales que son fotoiniciados poseen ventajas sobre los materiales autopolimerizables; por un lado, le permiten al clínico tener suficiente tiempo de trabajo para manipular el material y, además, tienen propiedades físicas superiores, mayor estabilidad del color y menor porosidad.

CARACTERÍSTICAS DE LA POLIMERIZACIÓN

Los polímeros son moléculas producto de muchos monómeros en conexión y repetición, pudiendo ser el producto de un solo tipo de

monómeros o la mezcla de diferentes monómeros. En los sistemas de resinas compuestas, todos los monómeros contienen por lo menos un carbón de doble unión y se transforman en polímeros y copolímeros por el uso de sistemas de iniciación. Se entiende, por tanto, como polimerización a la conversión de oligómeros y monómeros a una matriz de polímeros que puede ser iniciada por diferentes medios para formar radicales libres que la inician. Cuando dos o más monómeros diferentes son polimerizados juntos, este material es conocido como un copolímero y sus propiedades físicas no solo estarán relacionadas a los monómeros sino también a la unión entre ellos. Todos los sistemas de resinas en su conversión de monómero a polímero, pasan al menos por cuatro etapas: activación, iniciación, propagación y terminado.

La iniciación de la reacción involucra la activación de un agente que se separa para formar un radical libre. Este radical libre es una molécula llevada a un nivel más alto de energía que puede conferirle este mismo estado a otra molécula por colisión. Cuando un radical libre se une con un carbón de unión en el monómero, el radical libre forma un par con uno de los electrones de la unión doble, convirtiendo al otro miembro del par de carbón en un nuevo radical libre que propiciará que la reacción continúe. El proceso de iniciación de la polimerización o generación de radicales libres de una resina compuesta puede llevarse a cabo en cuatro formas diferentes: calor, química (autopolimerización), luz UV y por luz visible.

En los sistemas activados por calor, el peróxido de benzoilo se separa al ser expuesto al calor para formar radicales libres. En los sistemas activados químicamente, la amina terciaria que actúa como un donador de electrones es utilizada para separar al peróxido benzoico en radicales libres. En los sistemas por luz UV, la fuente de irradiación a 365 nm irradia al éter metilbenzoico que está presente en cantidades de 0,2% y lo transforma en radicales libres sin requerir de la presencia de aminas terciarias. En los sistemas activados por luz, una fuente de luz de entre 420 a 470 nm excita a la canforoquinona, que está presente en un 0,03% a 0,1% o a alguna otra dicetona utilizada como iniciador, a un estado triple que interactúa con una

amina terciaria no aromática (alifática) como la N,N-dimethylaminoethyl methacrylate (0,1% o algo menos). Cuando la canforoquinona es excitada, ésta reacciona con la amina terciaria y empieza la formación de radicales libres. Por el contrario, en las resinas compuestas autopolimerizables o conocidas también como de activación química, los radicales son creados por la incorporación de una amina aceleradora, como el N,N-dihydroxyethyl-p-toluidina, a un iniciador, como el peróxido de benzoilo. El peróxido es separado en dos, dando como resultado la presencia de dos radicales libres.

Una vez que los agentes inhibidores se han consumido, los radicales libres están disponibles para reaccionar con las moléculas de los monómeros o de los oligómeros. Así, un radical monómero se forma y va a reaccionar en forma continua con otras moléculas de monómeros, formando de esta manera un alargamiento en cadena de polímeros. Conforme la polimerización continúa, las cadenas de polímeros se van formando en diferentes formas estructurales y, mientras, la habilidad de los radicales libres va perdiendo disponibilidad, las uniones de carbono doble reactivo van disminuyendo progresivamente. Distintas y variadas formas de cadenas se forman, dependiendo de la habilidad de cada compuesto orgánico: molécula de Bis-GMA, forma cadenas muy rígidas y con limitada movilidad. Los diluentes más flexibles, como el TEDMA, tienen la posibilidad de doblarse y reaccionar ya que la mayoría de las moléculas BisGMA se han unido. Los diluentes reaccionan en forma tardía para propiciar las uniones en la inter e intraunión de los carbonos dobles y, de esta manera, se forma una unión cruzada y la densidad de la masa resultante aumenta. Por lo tanto, la matriz de resina resultante de la polimerización no es una masa completamente homogénea.

Se le llama terminación de la polimerización al momento de la unión de dos radicales y es cuando se forma una unión intermolecular, resultando en la combinación de una cadena larga o también que exista la posibilidad de la formación de dos cadenas individuales: una, con una unión doble y la otra, saturada. La primera es la más deseada que se forme en las resinas compuestas y a la última se le conoce como terminación desproporcionada.

FACTORES QUE INTERVIENEN EN LA POLIMERIZACIÓN DE COMPOSITES

No debemos olvidar que existen una serie de factores que van a intervenir en la polimerización de los composites, unos guardan relación con el material y otros, con el foco de luz.

Los relacionados con el material son:

- *El tipo de iniciador o fotoiniciador:* La más utilizada es la canforoquinona, cuyo pico de absorción máxima está en los 468 nm. Aunque se empiezan a utilizar otros como el PPD (1-fenil1.2-propanodiona) para sustituir a la canforoquinona en la realización de restauraciones estéticas, debido a que la canforoquinona puede dejar tono amarillento a las resinas.
- *El color:* Los pigmentos más oscuros polimerizan peor, debido a que ocasionan fenómenos de dispersión de la luz al ser más opacos.
- *Grosor de capa:* El grosor máximo de cada capa de composite no debe exceder los 2 mm, debido a que a mayor grosor de capa más contracción de polimerización.

Al mismo tiempo, los relacionados con el foco de luz y sus características son:

- *Longitud de onda:* Debería abarcar los picos de máxima activación de los diferentes tipos de fotoiniciadores.
- *Distancia:* La efectividad de la radiación lumínica es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Esto quiere decir, que si variamos la distancia entre la luz y la superficie a polimerizar existirán grandes pérdidas en la intensidad lumínica. Por tanto, deberemos de mantener la fuente luminosa lo más cerca posible del material de restauración.
- *Intensidad:* La intensidad mínima que debemos de exigir a las unidades de fotoactivación de composites es de 350-400 mW/cm².
- *Tiempo de exposición:* Normalmente, entre 2040 segundos, dependiendo de la lámpara que utilizemos.

FASES DE LA POLIMERIZACIÓN, FASE OSCURA

Todas las resinas son activadas a través de una polimerización radical, incluyendo los materiales que han sido introducidos más re-

cientemente, como las ormocerams, composites de microrrelleno, etc. El motivo radica en que todos estos materiales no son nada más que resinas compuestas y, por lo tanto, el mecanismo de curado es siempre el mismo. Asimismo, la formación de macromoléculas a través del mecanismo de curado está asociado con la contracción del material orgánico que se polimeriza, así se tiene que la distancia intermolecular de un monómero a otro es de 0,3 a 0,4 nm. Cuando polimeriza, se forma un enlace covalente con un largo de 0,15 nm, ocurriendo una disminución de la distancia intermolecular en 2%.

La polimerización de los composites comienza con la aplicación de la luz, pero continúa mucho más tiempo después de haberla apagado. Por ello se diferencia dos fases: fase lumínica y fase oscura. Algunos autores, como Davidson y Feilzer, citan cómo la fase lumínica de la polimerización pasa por tres fases inexcusables: fase pregel, punto gel y postgel.

1. *Fase pregel:* Al inicio de la polimerización, la resina compuesta entra en la denominada fase pregel. La matriz de resina está en un estado plástico viscoso, la resina es capaz de fluir. Esto no tiene nada que ver con las resinas fluidas, pero significa que los monómeros pueden seguir moviéndose o deslizándose en una nueva posición sin la matriz de resina.
2. *Punto de gel:* En la polimerización, se forman macromoléculas, de esta manera la resina compuesta se transforma en sólida. El movimiento o la difusión de las moléculas sin la matriz queda inhibida. El punto gel es definido como el punto donde la fluidez del material no puede mantenerse por la contracción del mismo. El material entra por tanto en la fase postgel.
3. *Fase postgel:* En esta fase, el material está en un estado de elasticidad rígido, sin embargo, el material continúa contrayéndose. Cuando la contracción es limitada (por lo adhesivos) en esta fase ocurre el estrés traccional.

La fase oscura de la polimerización será aquella en la cual la resina sigue polimerizando, mejorando el grado de conversión. Comienza inmediatamente después de que se retire la luz y se pierde la iluminación cercana a la resina, y continúa por lo menos 24 horas

después de haber desaparecido el estímulo lumínico, incluso en total oscuridad. Es importante destacar que esta fase sólo sucede una vez que la resina ha sido expuesta a una fuente lumínica y que, por lo tanto, ya tuvo una reacción por luz previa.

DINÁMICA DE POLIMERIZACIÓN

Durante el proceso de polimerización tienen lugar dos fenómenos en el material: el desarrollo de las propiedades mecánicas óptimas del tipo de resina que hemos seleccionado y la contracción de polimerización y estrés que ésta genera. Este proceso se produce a lo largo del tiempo y, por ello, hablamos de dinámica de polimerización.

Como resultado de la conversión del monómero en polímero, ocurre la contracción de polimerización, este fenómeno hace referencia a la reducción del volumen de la masa de la resina compuesta durante el proceso de polimerización. La contracción de polimerización es inherente a los composites y además es inevitable.

La cantidad de contracción experimentada por un composite está determinada por la cantidad de relleno inorgánico y su composición y también por su grado de conversión. A mayor porcentaje de relleno, hace que la cantidad de resina sea menor, con lo que lo es también la cantidad de contracción. Debido a la relación existente entre la contracción de polimerización y el grado de conversión, hemos de dar suma importancia a este último parámetro ya que presenta una gran influencia en la mayoría de propiedades físico-mecánicas de la restauración, como pueden ser: la resistencia al desgaste, la resistencia a las fuerzas de compresión y de tracción, la estabilidad dimensional, la absorción de agua, la estabilidad de color y la biocompatibilidad.

CONTRACCIÓN Y ESTRÉS DE CONTRACCIÓN: REPERCUSIÓN CLÍNICA Y TOMA DE DECISIONES

Aunque la contracción de polimerización es la causa, la tensión de contracción consecuente a la reducción en volumen del material, puede ser considerada como el mecanismo responsable de un buen número de problemas encontrados

con el adhesivo de las restauraciones. Esta tensión puede inducir fuerzas de tracción sobre las paredes de la preparación cavitaria y promover la aparición de hendiduras en la interfase diente – restauración que pueden causar la infiltración de fluidos, la pigmentación marginal, sensibilidad postoperatoria, caries secundaria etc. Así se distinguen dos tipos de contracción: contracción libre y contracción efectiva:

- *Contracción libre:* Cuando las resinas no son adheridas a ninguna superficie que la rodee, la contracción y los vectores de contracción (dirección de la contracción) no serán afectados por ningún agente de unión. De esta manera, la resina compuesta se contraerá o encogerá hacia el centro de la masa. Considerando los vectores de contracción, no habrá diferencia entre las fases pregel y postgel. Siempre que la contracción no esté limitada o impedida, el estrés de contracción no ocurrirá.
- *Contracción efectiva:* Si la resina es unida a una sola superficie, la contracción va a ser afectada por esta condición adhesiva. La contracción hacia el centro de la masa no será posible ya que la resina no puede contraerse o encogerse desde la superficie adhesiva. Por tanto, el volumen perdido va a ser compensado por la contracción hacia la superficie adherida. De nuevo, no va a existir mayor diferencia entre los vectores de contracción de las fases pregel y postgel, y tampoco ocurrirá estrés de contracción porque se va a tener una superficie adherida y una superficie libre para compensar la contracción.

En la mayoría de las cavidades dentales, la contracción va a ser limitada por paredes cavitarias opuestas. Tan pronto como la polimerización comienza, la contracción ocurre. Sin embargo, en la fase pregel, la pérdida de volumen puede ser compensada por la fluidez de la resina de las superficies libres hacia las superficies adheridas. Debido a esta compensación, no habrá un aumento del estrés de contracción desde la interfase dentina-resina. Cuando se está alcanzando el punto gel, comienza la rigidez de la resina y, por lo tanto, presenta menos fluidez para evitar la contracción. En este momento, el estrés de contracción o la fuerza que atrae la resina desde las paredes de la dentina aumenta en la zona de la interfase de unión de la dentina y la resina.

Como la resina continúa contrayéndose, el estrés aumenta en la fase postgel. Si el estrés sobrepasa la fuerza del adhesivo, la integridad de interfase dentina-resina será interrumpida, lo que trae como consecuencia la formación de una grieta, lo cual dará lugar a un infiltrado bacteriano y decoloración marginal (microfiltración), conceptos comunes de la adhesividad en la odontología que tratan de mejorar las fuerzas de adhesión. Si la fuerza de adhesión es más alta que el estrés, la contracción y la pérdida de volumen mencionadas deben ser compensadas por algún otro mecanismo. Esta compensación puede venir del estiramiento de las estructuras dentarias circundantes; en otras palabras, una deformación o movimiento de las paredes cavitarias.

Además, la magnitud del estrés de la contracción es dependiente no sólo de las estructuras circundantes sino también de las propiedades de contracción viscoelásticas del material. Esta alteración del volumen permite que la integridad de la interfase dentina-resina sea mantenida. Sin embargo, debe quedar claro que un estrés de contracción permanente se ha creado sobre la interfase y esta unión debe permanecer estable por largo tiempo.

Como ya se señaló, la contracción volumétrica no necesariamente significa estrés de contracción. La formación de grietas o de un margen perfecto no es cuestión de contracción sino de estrés de contracción. En ausencia de contracción, no ocurre estrés. Sin embargo, tan pronto como la contracción se presenta, otros factores son involucrados, los cuales tienen un alto impacto sobre el estrés de la contracción que la contracción volumétrica cuantitativa por sí sola.

FACTORES RESPONSABLES DEL ESTRÉS DE CONTRACCIÓN: A EJEMPLO, LAS CLASES I Y IV DE BLACK

Así, recientemente los factores responsables de estrés fueron ordenados por nivel de importancia, según Unterbrik y Liebenberg: 1) Geometría de la cavidad (factor de configuración y volumen); 2) Técnica de Aplicación (a.- colocación de capas y b.- posición de la luz) y 3) Material seleccionado y su módulo de elasticidad y contracción.

1. Geometría de la cavidad

La configuración o diseño de la cavidad tiene un gran impacto en los resultados de la fuerza de contracción. El diseño de la cavidad determina la habilidad del material restaurativo para contraerse libremente. Según Feilzer y col., el factor de configuración (C) se define como: factor C = superficie con adhesión sobre superficie sin adhesión, es decir, número de superficies adheridas sobre el número de superficies libres. Clásicamente se pone como ejemplo la figura de un cubo; la figura de un cubo con la tapa abierta puede mostrar cinco superficies iguales a las que se les puede colocar adhesivo y restauración de resina y una superficie libre (tapa abierta) para compensar la contracción de polimerización. El resultado del factor de configuración sería:

$$C = 5 \text{ (paredes del cubo unidas con adhesivo) } / 1 \text{ (superficie del cubo o de resina sin adhesivo) } = 5.$$

Solamente presenta una superficie libre disponible para compensar la contracción de polimerización. Así, esta configuración puede resultar en un estrés extremadamente alto sobre las interfaces adhesivas. Aplicado a la cavidad dental, este cubo puede representar una clase I profunda. He ahí el porqué del uso de una base, como el ionómero de vidrio. Esta base crea una superficie libre, así que, en la fase pregel, la resina no sólo puede fluir hacia la superficie libre oclusal sino también hacia el piso de la cavidad. Así, se va a transmitir menos estrés hacia las paredes verticales de la cavidad y hacia los márgenes de la restauración, con lo que el desarrollo de una grieta entre la base de vidrio ionómero y la resina no representa un problema porque los túbulos dentinarios están sellados por la base cavitaria.

Por otro lado, en las cavidades de clase IV, la situación es extremadamente opuesta. Como la superficie adhesiva es muy pequeña en relación con la superficie libre y las paredes opuestas no están presentes, esto crea una situación de libre estrés. La contracción irá directamente hacia el área adherida; es por esto que la adhesión en las restauraciones de Clase IV ha probado ser muy exitosa en comparación con otras cavidades.

Volumen. En cuanto al volumen, mientras más grande es el volumen de resina compuesta po-

limerizada mayor será el valor absoluto de contracción. En consecuencia, la fuerza de contracción aumentará produciendo también un incremento del estrés de contracción en la interfase resina-dentina.

2a. Colocación de capas

La colocación de capas o técnica incremental parece que mejora la relevancia de los factores del estrés, configuración de la cavidad y volumen del material. Cuando la cavidad es restaurada con la colocación de muchas capas de material, cada capa tendrá un factor de configuración y un volumen que es más bajo que el factor C y que el volumen de toda la cavidad, para minimizar la contracción de polimerización. Aunque cada capa es polimerizada separadamente, pareciera que el factor C, el volumen y, por lo tanto, el estrés de contracción pueden ser controlados por el odontólogo, pero no es del todo correcto. Inmediatamente después de polimerizar por 40 segundos con luz halógena, se ha polimerizado aproximadamente el 70-85% de resina. Cinco minutos después del curado por luz, esta polimerización es del 92-95%. Esto significa que, cuando son colocadas capas consecutivas de resina, las primeras capas siguen contrayéndose cuando son aplicadas las demás. Y, al final, algunos focos de contracción todavía están ocurriendo, lo cual es de nuevo determinado por el factor C y el volumen de toda la cavidad.

2b. Posición de la luz

Para las resinas fotocuradas, se ha sostenido generalmente que ellas se contraen hacia la luz. La teoría detrás de esto era que la energía de la superficie está más cerca de la fuente de luz que de las zonas más profundas de la resina. Esto fue especulando que la absorción y la reflexión de la luz por parte de la resina podrían crear un gradiente de energía, la cual podía resultar en una polimerización más rápida cerca de la fuente de luz. Consecuentemente, la capa superficial se cura primero y la contracción volumétrica de la resina fluida que estaba en las áreas profundas se contraería hacia la unión establecida. Si embargo, ha sido demostrado que la resina fotocurada se contrae hacia la luz. Aunque esta teoría contiene una cierta cantidad de

verdad no puede ser aplicada sin reservas a los procedimientos clínicos en las restauraciones de resinas compuestas. Unterbrink y Muessner mantienen que, con capas de resina de 2 mm o menos, el gradiente de energía es virtualmente irrelevante (intensidad suficiente de luz) y que los vectores de contracción son probablemente independientes de la posición de la luz. Esto fue confirmado por otros investigadores. Aun así, hay una gran cantidad de controversia e interpretaciones, probablemente debido a lo complicado del asunto. Tal es así que la denominada como técnica de colocación de capas de resina activadas por luz cuenta con grandes ventajas.

Esta técnica utiliza la polimerización a través de las paredes de la cavidad en sentido de contraer la resina hacia esa zona y el uso de luz reflejándose en los bordes. Así, los vectores de contracción pueden ser guiados hacia las paredes de la cavidad. El éxito de esta técnica no sólo está basado sobre la construcción por gradiente de energía sino por la disminución de la intensidad de la luz en general. Lo que se traduce en baja energía de luz con la consecuente baja velocidad de polimerización y una prolongada fase pregel. Esto, a su vez, pasa a traducirse en permitir una mayor fluidez y una disminución de la contracción, con un bajo estrés de contracción.

3. Módulo de elasticidad y contracción del material restaurador

El módulo de elasticidad o, en otras palabras, la rigidez parece ser parámetro del material comúnmente ignorado por los dentistas, cuando se habla de contracción. Sin embargo, el estrés es un parámetro crítico el cual decide sobre el éxito o la falta de la interfase adhesiva, donde la contracción no es equivalente al estrés de contracción. De acuerdo con la ley de Hooke el estrés de contracción se calcula de la siguiente forma:

$$\text{Estrés (fuerza)} = \text{Cambio dimensional (contracción)} \times \text{rigidez (módulo de elasticidad)}.$$

Expresado en términos sencillos: la fuerza que actúe sobre las superficies adherentes multiplicado por el módulo de elasticidad.

La contracción es justo la parte de la ecuación.

Por eso, mirar la contracción sin mirar la dureza no da ninguna información relevante. La ecuación mencionada es una simplificación o una correcta evaluación del desarrollo dinámico de las propiedades físicas que deben ser tomadas en cuenta. Como se mencionó con anterioridad, la contracción no termina cuando se apaga la lámpara. Después de 30 minutos, sólo el 50-50% del módulo elástico final ha sido desarrollado y sólo el 60% de la fuerza flexional. Lo que indica que, después de terminar la restauración, todavía hay contracción, aunque numéricamente es baja, lo que da lugar a un módulo alto; esto enfatiza el impacto de la rigidez sobre el estrés desarrollado en las paredes de la cavidad. Actualmente, el estrés de contracción no se relaciona con la contracción. Sin embargo, hay una fuerte correlación entre el estrés de contracción y el módulo de elasticidad.

Las resinas con altas cargas de relleno reducen la contracción, sin embargo incrementan el módulo elástico y la rigidez al mismo tiempo. Por lo que, tanto el módulo de elasticidad como el incremento en la carga de relleno pueden predecir el rango gel máximo estrés de contracción. Considerando la correlación entre un alto módulo de elasticidad y un alto estrés de contracción, parece razonable preferir resinas con bajo módulo elástico. Esto es correcto para las restauraciones que no tienen altas cargas oclusales. Para situaciones de alto estrés oclusal, las resinas con alto módulo elástico son favorables para proveer estabilidad marginal a largo plazo y minimizar la fatiga bajo las cargas.

UNIDAD DE LUZ Y TIPOS

El uso de baja intensidad o el suave inicio de luz de curado puede mejorar la calidad del margen sin necesidad de comprometer las propiedades físicas de la resina. Este efecto es atribuido al alargamiento de la fluidez de la resina y a la disminución de la contracción de la fase postgel. En la actualidad, las unidades de luz disponibles son ofrecidas en rangos de intensidad de luz que varían desde 300 hasta 3.000 mW/cm². Considerando la cinética de la polimerización, pareciera cuestionable el uso de altas intensidades para la polimerización directa de la resina, sin embargo, aunque estas intensidades producen mayor estrés de

contracción, permiten que la resina sea curada adecuadamente.

La relevancia clínica del inicio de la polimerización con una baja intensidad basada en la reducción del estrés o técnica de polimerización retardada (donde la resina fue curada a baja intensidad por tres segundos), luego de una larga pausa (3 minutos), fueron totalmente curadas con altas intensidades no ha quedado suficientemente demostrado. Sabbagh y col. pudieron mostrar que, para una dosis de energía conocida, el estrés de contracción es más bajo en la técnica de polimerización retardada, aunque la contracción volumétrica no es alterada.

1. Lámpara de curado de plasma

La lámpara de plasma ha sido introducida inicialmente con una gran demanda de mercado. Usando esta tecnología se puede curar una resina tan rápido como de 1 a 3 segundos. Aunque la evidencia muestra cómo 3 segundos de curado es inadecuado, aun con un alto poder de la unidad de curado, lo cual conduce a insuficientes propiedades físicas y a la evasión de gran cantidad de monómeros. El tiempo adecuado de curado, aun con altas intensidades, ha de ser mayor del rango de 10 a 12 segundos por capa, aunque una reducción de tiempo podría significar una reducción del alto estrés de contracción de lámparas con 40 segundos. Por otro lado, su espectro de luz, 430-490 nm, resulta un tanto insuficiente. Aunque la canforoquinona se encuentra en su rango, con 470 nm, muchas resinas y adhesivos en el mercado contiene iniciadores con una necesidad lumínica mayor. Sin embargo, comparando el estrés de contracción y la filtración de márgenes resultantes de los dos tipos de curado, sin control de las propiedades físicas de polimerización de las resinas, no hacen gran diferencia. Si el tiempo de curado es muy corto, las resinas no serán completamente curadas y es lógico inferir que si no es suficientemente polimerizada la resina no hay contracción ni estrés de contracción.

2. Lámpara de emisión de diodos (LED)

Ha sido la última evolución en lámparas de polimerizar, presentando la gran ventaja de su

escaso o nulo mantenimiento. Sin embargo, como las lámparas de plasma, las de diodos ofrecen un insuficiente espectro de emisión y una intensidad de luz limitada. Además, las LED esparcen más anchamente su irradiación que las halógenas. Así, a una distancia de 10 mm de la fuente de luz, la densidad de poder de las lámparas LED se reduce de un 68 a un 83%, mientras que la densidad de poder de las lámparas halógenas sólo se reduce de un 33 a un 44%.

3. Lámparas de curado halógenas

El espectro de luz emitida por las lámparas de curado Halógeno cubre una longitud de onda de aproximadamente 400 a 510 nm. El rango de absorción, no sólo para las canforoquinonas sino para los otros iniciadores de luz usados, está, al menos, cubierto parcialmente por este rango. Es necesario un mantenimiento periódico donde se valora la intensidad y dirección de luz, pues la intensidad de luz no sólo depende de la salida de la unidad de curado sino también sobre la distancia entre la salida de luz y la superficie de la resina. Moviendo la punta 10 mm de la superficie de la resina se reduce la intensidad aproximadamente un 50%. Es decir, el correcto manejo permite que cada unidad de curado pueda ser usada como una lámpara de curado de suave inicio o arranque.

CONCLUSIONES

El término de material compuesto se refiere a una combinación tridimensional de, por lo menos, dos sustancias diferentes químicamente entre sí con una interfase bien definida que separa y una a la vez los componentes. La forma de efectuar restauraciones tanto anteriores como posteriores ha evolucionado drásticamente en la odontología de los últimos años gracias al uso de materiales dentales restauradores activados por luz. El uso de estos materiales dentales activados por luz ha aumentado considerablemente en los últimos años, sobre todo como una respuesta a una mayor demanda de materiales estéticos. Los materiales que son fotoiniciados poseen una singular ventaja sobre los materiales autopolimerezables, porque le permiten al dentista tener suficiente tiempo de trabajo para manipular el material

restaurador. Esto ha dado como resultado una gran variedad de materiales fotopolimerizables, que han afectado y cambiado todas las fases de la odontología restauradora. A diferencia de los materiales con una reacción química con autopolimerización, los materiales polimerizables por luz dependen de la energía suficiente en la luz y que ésta llegue a todas las áreas de la restauración para iniciar, así, la conversión de monómero a polímero. La cantidad de luz va a depender de varios factores: — El tipo de fuente de luz. — La composición del producto. — Sus partículas de relleno. — Su coloración. — El tiempo de exposición.

El compuesto Bis-GMA ha sido y es el más utilizado, pues presenta una estructura aromática que aumenta su rigidez, su fuerza compresiva y disminuye su baja absorción de agua; aunque otros compuestos se han desarrollado recientemente con tasas de éxito comparables con el Bis-GMA, como el TEG-DMA o el propio Bis-GMA modificado, que presentan una mayor dureza, baja viscosidad y más baja absorción de agua.

No hemos de olvidar cómo la utilización de nuevos métodos de fotopolimerización persigue la reducción de la contracción de polimerización en las restauraciones con composites; impulsa a continuar con las investigaciones para la obtención de procedimientos restauradores con mayor durabilidad clínica. Todo ello busca paliar la contracción de las resinas compuestas al ser polimerizadas, utilizando nuevos recursos como la alteración en su composición o el empleo de nuevas técnicas de fotopolimerización. Así, se ha evidenciado cómo las técnicas de fotoactivación gradual son capaces de reducir la tensión de contracción lo que supone un mejor comportamiento clínico de la restauración.

Se recomienda siempre el conocimiento exhaustivo de los materiales y aparatología que estamos utilizando, por ejemplo, debido a la gran diversidad dentro de cada tipo de lámpara de polimerizar que existente en el mercado, sin olvidar tener presente la intensidad de nuestra lámpara así como el tiempo de exposición, longitud de onda necesaria, etc.

Son aún muchas las incógnitas sin resolver en

las estrategias para reducir la contracción y estrés generado en la polimerización; muchas, enfocadas al uso de otros materiales como fondos cavitarios o cambio de viscosidad.

BIBLIOGRAFÍA

1. Okuda WH. Achieving optimal aesthetics for direct and indirect restorations with microhybrid composite resins. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005;7:17784.
2. Lambert D. Simplified solutions to daily anterior aesthetic challenges using a nano-optimized direct restorative material. *Dent Today* 2005;24:94-7.
3. 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.
4. Terry DA, Geller W. Selection defines design. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:213-25.
5. David J, Eick R, Smith E, Charles S, Pinzino E, Kostoryz L. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *Journal of Dentistry. J Dent* (2006); 34(6):405-10.
6. Braga R, Ballester R, Ferracane J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* (2005);21:962-70.
7. Fennis WM, Kuijs RH, Roeters FJ, Creugers NH, Kreulen CM. Randomized control trial of composite cuspal restorations: five-year results. *J Dent Res.* 2014;93(1):36-41.
8. Van Dijken JW. A 6-year prospective evaluation of a one-step HEMA-free self-etching adhesive in Class II restorations. *Dent Mater.* 2013;29(11):1116-22.
9. Doan D, Ercan E, Hamidi MM, Aylikçi BU, Colak H. One-year clinical evaluation of Quixfil and Gradia Direct composite restorative materials in posterior teeth. *J Mich Dent Assoc.* 2013;95(7):36-41,71.
10. Hernández NM, Catelan A, Soares GP, Ambrosano GM, Lima DA, Marchi GM, Martins LR, Aguiar FH. Influence of flowable composite and restorative technique on microleakage of class II restorations. *J Investig Clin Dent.* 2013; Aug 15.
11. Shafiei F, Akbarian S. Microleakage of Nanofilled Resinmodified Glass-ionomer/Silorane or Methacrylatebased Composite Sandwich Class II Restoration: Effect of Simultaneous Bonding. *Oper Dent.* 2014;39(1):e2230.

12. Reddy SN, Jayashankar DN, Nainan M, Shivanva V. The effect of flowable composite lining thickness with various curing techniques on microleakage in class II composite restorations: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2013;14(1):56-60.
13. Bravis T, Pilecki P, Wilson RF, Fenlon M, Watson TF, Foxton RM. Effect of loading on the microtensile bond strength and microleakage of a self-etching and etch-and-rinse adhesive in direct Class II MOD composite restorations in vitro. *Dent Mater J.* 2012;31(6):92432.
14. Giraldo M. Evaluación de la microfiltración marginal entre la técnica incremental y la técnica de matriz preformada con resina compuesta, en cavidades Clase IV in vitro. *CES Odontología.* 2011;5(2):155-8.
15. Goodchild JH. Class II composite placement is difficult! Solutions to help overcome the clinical challenges. *Dent Today.* 2013;32(11):110,112,114, 116-7.
16. Burke FJ, Mackenzie L, Sands P. Dental materials what goes where? Class I and II cavities. *Dent Update.* 2013;40(4):260-2,264-6,269-70.
17. Clark D. The new science of strong teeth: Class II preps. *Dent Today.* 2013;32(6):97-100.
18. Dietschi D, Argente A, Krejci I, Mandikos M. In vitro performance of Class I and II composite restorations: a literature review on nondestructive laboratory trials -part II. *Oper Dent.* 2013;38(5):e182-200.
19. Simos S. Making contact just got easier. Making Class II composite restorations more predictable. *Dent Today.* 2012;31(9):106,108-9.
20. Takahashi R, Nikaido T, Tagami J, Hickel R, Kunzelmann KH. Contemporary adhesives: marginal adaptation and microtensile bond strength of class II composite restorations. *Am J Dent.* 2012;25(3):1818.
21. Kamath U, Sheth H, Vigneshwar. Role of delayed light polymerization of a dual-cured composite base on marginal adaptation of class II posterior composite open-sandwich restoration. *Indian J Dent Res.* 2012;23(2):296.
22. De Mattos Pimenta Vidal C, Pavan S, Briso AL, Bedran-Russo AK. Effects of three restorative techniques in the bond strength and nanoleakage at gingival wall of Class II restorations subjected to simulated aging. *Clin Oral Investig.* 2013;17(2):62733.
23. Mikhail SS, Johnston WM. Confirmation of theoretical colour predictions for layering dental composite materials. *J Dent.* 2014 Apr;42(4):419-24.
24. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high Cfactor posterior cavities: effect on adhesion to cavitybottom dentin. *Dent Mater.* 2013;29(3):269-77.
25. Berber A, Cakir FY, Baseren M, Gurgan S. Effect of different polishing systems and drinks on the color stability of resin composite. *J Contemp Dent Pract.* 2013;14(4):662-7.
26. Pinto Gda C, Dias KC, Cruvinel DR, Garcia Lda F, Consani S, Pires-De-Souza Fde C. Influence of finishing/polishing on color stability and surface roughness of composites submitted to accelerated artificial aging. *Indian J Dent Res.* 2013;24(3): 3638.
27. Uppal M, Ganesh A, Balagopal S, Kaur G. Profilometric analysis of two composite resins' surface repolished after tooth brush abrasion with three polishing systems. *J Conserv Dent.* 2013;16(4):30913.
28. Wakefield C. Commentary: effect of polishing direction on the marginal adaptation of composite resin restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(2):13940.
29. Alawjali SS, Lui JL. Effect of one-step polishing system on the color stability of nanocomposites. *J Dent.* 2013;41(Suppl 3):e53-61.
30. Gönülol N, Yilmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *J Dent.* 2012;40(Suppl 2):e64-70.
31. Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E. The effect of onestep and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent.* 2012;6(2):198-205.
32. Yaseen SM, Subba Reddy W. Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prevent Dent.* 2010 Jan-Mar;27(1):33-8.
33. Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system-2-year results. *J Oral Rehabil.* 2009 Nov;34(11):855-61.
34. Kenshima S, Francci C, Reis A, Loguercio AD, Filho LE. Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to

- thick and thin smear layer. *J Dent.* 2006 Nov;34(10):775-83.
35. Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P, et al. Are onestep adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step selfetching adhesives. *J Adhes Dent* 2009;11:175-90.
36. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater.* 2009;25:1187-94.
37. Hegde J, Ramakrishna J, Bashetty K, Srirekha A. An in vitro evaluation of fracture strength of endodontically treated teeth with simulated flared root canals restored with different post and core systems. *J Conserv Dent.* 2012;15(3):223-7.
38. Soares CJ, Valdivia AD, da Silva GR, Santana FR, Menezes MS. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literatura review. *Braz Dent J.* 2012;23(2): 135,40.

CORRESPONDENCIA

Marcos Moradas Estrada Clínica Universitaria de Odontología, 3ª planta. Despacho Prfs. Asociados 2. Catedrático Serrano, s/n Oviedo. Asturias.

Correo electrónico: marcosmords@gmail.com