

## **ESTRÉS DE CONTRACCIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS**

**Prof. Romer Rossell. Profesor Asociado del Departamento de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Odontología de la Universidad de Carabobo.**

**Prof. Otto Hoffman I. Profesor Asociado del Departamento de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Odontología de la Universidad de Carabobo.**

**Prof. Douglas Rodríguez. Profesor Agregado del Departamento de Ciencias Básicas de la Facultad de Odontología de la Universidad de Carabobo.**

**Prof. Julio Silva. Profesor Asistente del Departamento de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Odontología de la Universidad de Carabobo.**

### **Resumen**

En los últimos años, las resinas compuestas han sido mejoradas en cuanto a resistencia 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 radical. Contracción significa densificación o pérdida de volumen. En la cavidad dental esta pérdida de volumen compromete la integridad de la interfase entre el material de resina y la estructura del diente, lo cual, puede permitir formación de grietas.

**Palabras claves: Resina Compuesta. Polimerización Radical. Contracción. Estrés de Contracción.**

### **Abstract**

In the past year, composites have been dramatically improved in wear resistance, aesthetics, and other properties. The remaining major problem with resin composites is that these materials shrink during radical polymerization. Shrinkage means densification or loss of volume. In a dental cavity this loss of volume compromises the integrity at the interface of the composite material and the structure dental and lead to gap formation.

**Key Words: Composites. Radical Polymerization. Shrikage. Shrikage Stress.**

## **RESINAS COMPUESTAS**

### **Polimerización Radical**

Todas las Resinas Compuestas son activadas a través de una polimerización radical, incluyendo los materiales que han sido introducidos recientemente al mercado (Compómeros, Ormoceros, Cerómeros, Condensables, Fluidos, Microrelleno, etc.) ya 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 asociada con la contracción del material orgánico que se polimeriza, así se tiene que la distancia intermolecular (Distancia de Van Der Wals) de un monómero es de 0,3 nm 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%.

Según Davidson and Feilzer (1997), la polimerización radical pasa tres fases:

1. Fase Pre-Gel
2. Punto Gel
3. Fase Post-Gel

### **Fase Pre-Gel**

Al inicio de la polimerización, la resina compuesta entra en la fase pre-gel. 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.

### **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 en la fase post-gel.

### **Fase Post-Gel**

En esta fase, el material está en un estado de elasticidad rígido, sin embargo, el material continúa contrayéndose. Cuando la contracción es limitada (por los adhesivos), en esta fase ocurre el estrés traccional.

### **Contracción Libre**

Cuando las resinas no son adheridas o trabadas 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 (Hansen 1982). Considerando los vectores de contracción, no habrá diferencia entre las fases Pre-gel y Post-gel. Siempre que la contracción no esté limitada o impedida, el estrés de contracción no ocurrirá.

### **Contracción Efectiva**

Si la resina es unida o adherida 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 adherida. 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 pre-gel y post-gel y tampoco ocurrirá estrés de contracción, porque se va a tener una superficie adherida y una superficie libre para compensar la contracción.

## **Paredes Opuestas**

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 pre-gel, la pérdida de volumen puede ser compensada por la fluidez de la resina de las superficies libres hacia las superficies adheridas (Suh-Wang, 2001). 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 post-gel. 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 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 (Davidson-Feilzer, 1997).

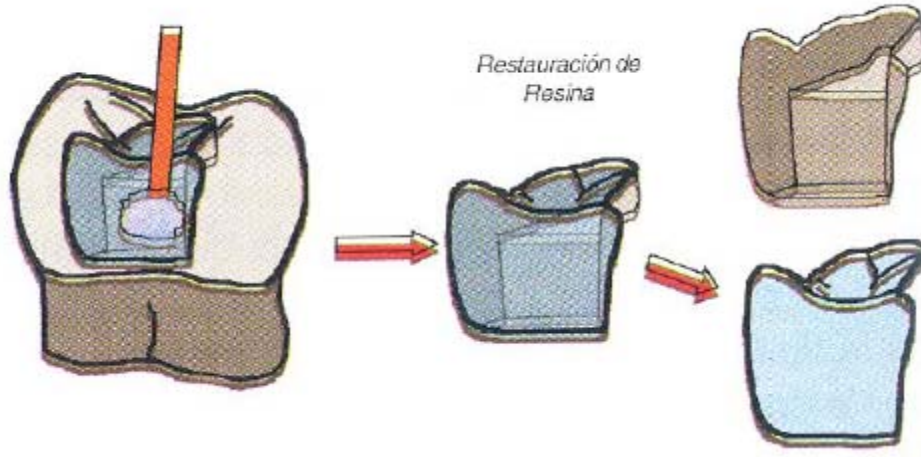
## **Factores del Estrés de Contracción**

Los factores de estrés fueron recientemente colocados en orden de importancia por Unterbrik y Liebenberg (1999).

1. Geometría de la Cavidad.
  - 1.1. Factor de configuración.
  - 1.2. Volumen.
2. Técnica de Aplicación.
  - 2.1. Colocación de Capas.
  - 2.2. Posición de la Luz.
3. Material de restauración.
  - 3.1. Módulo de Elasticidad y Contracción.

## 1.1. Factor de Configuración

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. Como se muestra en la figura, la superficie libre (superficie sin adhesivo) de la cavidad, muestra que el material fluye más en la fase pre-gel y menor será el estrés durante y después de la contracción post-gel.



Según Feilzer y colaboradores (1987), el factor de configuración (Factor "C") se define como: Factor C (factor de configuración) = Superficie con adhesión sobre superficie sin adhesión, es decir, número de superficies adheridas sobre el número de superficies libres.

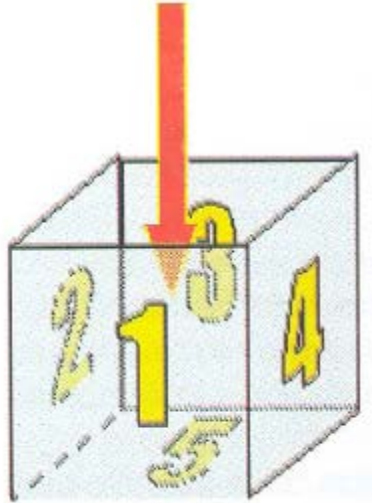
$$C = \frac{\text{Superficies Unidas}}{\text{Superficies Libres}}$$

Superficies Unidas

Superficies Libres

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:  $C = 5$  (paredes del cubo unidas con adhesivo) /  $1$  (superficie libre 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 restauración Clase I profunda.



De hecho, una Clase I profunda representa el peor caso para una restauración de resina compuesta directa. Por esto, se señala razonable la recomendación de usar una base de vidrio ionomérico convencional (no se recomienda el uso de vidrio ionomérico fotocurado para esta técnica) para cavidades Clase I profundas. Esta base crea una superficie libre, así que en la fase Pre-gel, 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.

El desarrollo de una grieta entre la base de vidrio ionomérico y la resina no representa un problema porque los túbulos dentinarios están sellados por el vidrio ionomérico. Un Método alternativo al uso del vidrio ionomérico podría ser, usando técnicas adhesivas con resinas fluidas. Este procedimiento une la restauración hacia los bordes marginales de la cavidad, la dentina se mantiene sellada con adhesivos dentinarios. La separación entre las paredes de la cavidad y la resina podría ocurrir en la interfase adhesivo dentinario y resina compuesta.

En las cavidades 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 Clase IV ha probado ser muy exitosa en comparación con otras clases cavitarias.

Otros investigadores como Macorra y GómezFernández (1996) calcularon el average del factor C en las cavidades Clase I, II y V.

Clase I: 4,03 +/- 0,33 % de contracción.

Clase II: 1,85 +/- 0,29 % de contracción.

Clase V: 1,10 +/- 0,09 % de contracción.

## 1.2. Volumen

Mientras más grande es el volumen de resina compuesta polimerizada, 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 (Arnts y col., 1999).

## **2.1. Colocación de Capas**

La colocación por 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. Sin embargo, esto es parcialmente correcto.

Inmediatamente después de curar por 40 seg con luz halógena, se ha polimerizado aproximadamente 70-85% de la resina. Cinco minutos después del curado por luz, esta polimerización es del 92-95% (Sakaguchi y col., 1992; Unterbrink, 1998). 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. Esto regresa a las causas del problema cuando se restauran cavidades muy grandes directamente con resinas compuestas. Sin embargo, esta técnica sigue siendo la más efectiva para reducir el estrés por contracción.

Frente a este hecho, existe confusión entre las técnicas que recomiendan para la colocación de la resina de las casas fabricantes y lo mencionado anteriormente; a su vez, hay datos que muestran que una restauración puede no ser curada adecuadamente. Daronch y col. (2000), Hayes y Suh (2000), Protugal y col. (2002) y Yap (2000) encontraron que aunque el material haya sido cuidadosamente curado en capas, las capas más gruesas de 2 mm no se polimerizan efectivamente, aun prolongando el tiempo de curado.

## **2.2. 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 (De Goes y col., 1992).

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. Sin embargo, ha sido demostrado que la resina fotocurada se contrae hacia la luz (Hansen, 1982). 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 (1995) mantienen que con capas de resinas 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 (Chen y col., 2001; Suh, 2001; Losche, 1999). Aun así, hay una gran cantidad de controversias e interpretaciones, probablemente debido a lo complicado del asunto.

La posición de la luz sólo puede afectar los vectores de contracción, si la intensidad de la luz es baja, lo suficiente para crear un gradiente en la velocidad de polimerización con la masa de la resina. Basados en la teoría de la contracción hacia la luz, las técnicas de curado con luz han sido introducidas para mejorar la adaptación marginal de las resinas (Lutz y col., 1985,1986a y 1986b).

Esta técnica, que 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, ha probado ser efectiva. Una luz reflejada a los bordes se transmite hacia la resina, solamente el 8% de la energía que sale de la unidad de la lámpara (De Goes y col., 1992). Esto significa, que la intensidad de la luz disminuye significativamente.

En esta situación, un gradiente en la velocidad de polimerización es como construir en una cavidad, capas de resina de 2 mm. La polimerización puede comenzar en la interfase diente/resina, mientras las partes de la resina que no están cerca de la fuente de luz no son completamente polimerizadas; luego, esta capa es polimerizada junto con la segunda y tercera capa.

Esta técnica puede ser descrita como colocación de capas de resinas activadas con luz. Usando esta técnica, los vectores de contracción pueden ser guiados hacia las paredes de la cavidad. El éxito de esta técnica no sólo está basada sobre la construcción por gradiente de energía, sino por la disminución de la intensidad de la luz en general. Una baja energía de luz significa una baja velocidad de polimerización y una prolongada fase pre-gel. Esto se traduce en permitir mayor fluidez y una disminución de la contracción con un bajo estrés de contracción.

Losche (1999) comparó las diferentes técnicas de curado y pudo demostrar que, la calidad marginal se correlaciona inversamente con la energía de la luz. Se puede establecer, en primer lugar, que la posición de la luz es importante no solamente por la contracción directa de la resina sino por el impacto de la energía de curado.

Si se colocan capas de 2 mm, parece razonable el uso de matrices transparentes y cuñas que reflejen la luz. Sin embargo, basados en la dinámica de la polimerización, debe ser posible el uso de cuñas de madera y matrices de metal. En este caso, es extremadamente importante colocar la primera capa de resina muy delgada.

Esta primera capa debe polimerizarse virtualmente libre de estrés, siempre que el volumen y el factor C sean bien bajos, los vectores de contracción deben ser guiados solamente hacia las superficies adheridas.

Debe quedar claro, que el éxito de esta técnica depende completamente de la primera capa. Si ésta es aplicada con un grosor de 2 mm o menos, es posible crear vectores de contracción apuntando hacia los bordes marginales o hacia las paredes adhesivas de la cavidad. Después del primer paso, las siguientes capas pueden ser aplicadas de manera usual.

Consecuentemente, el uso de matriz transparente y de cuñas reflectoras no es necesariamente la única técnica para lograr alcanzar una buena calidad de adaptación al borde marginal. Al utilizar un nivel de energía apropiado al grosor de la capa, una resina adicional puede ser curada desde oclusal sin producir más estrés que con la más sofisticada técnica de curado.

## **Unidad de Luz**

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 (Uno y Asmussen, 1991; Feilzer y col., 1995; Unterbrink y Muessner, 1995; Mehl y col., 1997; Koran y Kurschner, 1998;

Yoshikawa y col., 2000). Como se mencionó, este efecto es atribuido al alargamiento de la fluidez de la resina y a la disminución de la contracción de la fase post-gel.

En la actualidad, las unidades de luz disponibles son ofrecidas con rangos de intensidad de luz que varían desde 300 hasta 3000 mW/ cm<sup>2</sup>. 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 min.), fueron totalmente curadas con altas intensidades, no ha quedado suficientemente demostrado. Sabbagh y col. (2002) 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. Sin embargo, esta técnica consume tiempo y necesita de más investigación para tener suficiente relevancia clínica.

### **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 seg. Sin embargo, esta lámpara no tiene suficientes pruebas científicas.

Asimismo, los datos científicos indican que 3 seg 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 (Robert y col., 2000; Ergle y Rueggeberg, 2000; Burtscher y col., 2000; Munksgaard y col., 2000).

El tiempo adecuado de curado, aun con altas intensidades, debe ser mayor del rango de 10 a 12 seg por capa. No obstante, hay una cantidad de datos científicos ofreciéndose a los dentistas, comparando la lámpara de curado de plasma de 3 seg con la lámpara de curado halógeno de 40 seg para mostrar que la lámpara de curado de plasma no causa alto estrés de contracción como la lámpara de curado de halógeno.

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.

Las lámpara de plasma emiten un escaso espectro (aprox. 430 a 490 nm), lo cual no proporciona suficiente habilidad de curado sobre los sistemas de iniciación usados en las resinas. La canforoquinona, el iniciador más usado en las resinas dentales fotocuradas, tiene un pico de absorción en su onda larga de sobre 470 nm. El espectro de luz emitida por las lámparas de curado de plasma es suficiente para activar este iniciador. Sin embargo, muchas resinas y adhesivos, en el mercado, contienen otros iniciadores como el Fenil-Propandione (PPD). El espectro de curado de este activador no puede ser efectivamente estimulado con la mayoría de las lámparas de curado de plasma, pero sí por el espectro de la luz halógena.

La limitación del espectro de emisión de las lámparas de curado de plasma es debido a los filtros aplicados en este sistema. Los fabricantes de unidades de curado de Plasma ofrecen diferentes tipos de curado en orden de encajar el espectro requerido para las resinas a base de PPD. Sin



embargo, para los Odontólogos puede ser dificultoso obtener la información sobre el tipo de activador que tienen las resinas.

### **Lámparas de Emisión de Diodos (LED)**

El último desarrollo en lámparas de curado es el uso de la lámpara de emisión de diodos (LED). Tiene una ventaja básica como que es virtualmente de libre mantenimiento. Sin embargo, como las lámparas de plasma, la de diodos, que se usa corrientemente, ofrece un espectro de emisión y una intensidad de la luz limitados. Todas las lámparas de curado LED que fueron presentadas en el último congreso IDS en Bologna, Italia (2001), ofrecieron hasta tres veces menor intensidad de la indicada por los fabricantes (CRA, 2002).

No obstante, la intensidad que las lámparas LED emiten está en el rango de la más alta absorción de los canforoquinona (CQ). Aun así, para las resinas a base de CQ, 400 mW/cm<sup>2</sup> emitidos por las LED pueden ser más efectivos que los 400 mW/cm<sup>2</sup> emitidos por las lámparas halógenas.

Por otro lado, los fotoiniciadores del tipo lucerine, no son suficientemente activados por las lámparas LED. Las lámparas LED esparcen su luz más anchamente que las lámparas convencionales de halógeno. 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% (Meyer y col., 2002).

Esto es de gran importancia, ya que la distancia entre la punta de la lámpara de curado y la superficie de la restauración es clínicamente de varios milímetros. Aun así, las lámparas de curado LED son un desarrollo prometedor, sin embargo, en la actualidad no son una alternativa real como las lámparas de curado de halógeno.

### **Lámparas de Curado Halógenas**

El espectro de luz emitida por las lámparas de curado Halógenas cubren una longitud de onda de aproximadamente 400 a 510 nm. El rango de absorción no sólo para las canforoquinonas (CQ), sino para los otros iniciadores de luz usados está, al menos, cubierto parcialmente por este rango. De aquí que, todas las resinas dentales, las cuales están disponibles corrientemente, pueden ser fácilmente polimerizadas inclusive, reduciendo el tiempo de curado.

Muchos estudios muestran, en la realidad clínica, que un alto porcentaje de lámparas de curado halógena tiene un poder de salida con un mínimo aceptable de 200 a 300 mW/cm<sup>2</sup> (Solomon y Osman, 1999; Martin, 1998; Pilo y col., 1999 y Barghi y col., 1994). Es por esto que los fabricantes de resinas en general recomiendan 40 seg de curado por capa.

Para un control óptimo de las unidades de curado de luz halógena, se deben chequear con un radiómetro externo sobre la base reguladora. 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% (Pires y col., 1993). En otras palabras, el correcto manejo permite que cada unidad de curado pueda ser usada como una lámpara de curado de suave inicio o arranque.

### **Temperatura**

El curado rápido puede producir un aumento de la temperatura en la cámara pulpar. Las lámparas de curado de alta intensidad, producen una reacción exotérmica de polimerización, la cual, puede

aumentar o sobrepasar los niveles de temperatura que son considerados clínicamente críticos. El efecto real puede ser desestimado y no ser considerado. Las lámparas de curado de alta intensidad no deben ser recomendadas para el curado de adhesivos o la primera capa de resina de cavidades profundas, por lo que es importante comenzar el curado con una lámpara de baja intensidad (Cohen- Zach, 1965).

### **3.1. Módulo de Elasticidad y Contracción**

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 falla 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: Estrés (fuerza) = Cambio Dimensional (Contracción) x Rigidez (Módulo de Elasticidad). Expresado en términos más simples, la Fuerza que actúa sobre las Superficies Adherentes multiplicado por el Módulo de Elasticidad (Craig, 1998).

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 al 60% del módulo elástico final ha sido desarrollado y sólo el 60% de la fuerza flexional (Unterbrink y Muessner, 1995). 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 (Feilzer y col., 1990; Arnts y col., 1999).

Las resinas con altas cargas de relleno reducen la contracción, sin embargo, incrementan el módulo elástico y la rigidez al mismo tiempo (Sabbagh y col., 2002). 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 (Bouschlicher y col., 1997). 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 (ej. Clase V). 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.

Unterbrink y Liebenberg (1999) sugieren que un módulo de elasticidad de 10 Gpa da un razonable margen de seguridad entre el estrés de contracción y la resistencia a la fatiga para restauraciones posteriores: un requerimiento que satisface la mayoría de las resinas compuestas híbridas.

## **BIBLIOGRAFÍA**

Arnts, M.P., Akimade, A. y Feilzer, A.J. (1999). Effect of filler load on contraction stress and volumetric shrinkage. *J. Dent. Res.*

Barghi, N., Berry, T. y Hatton, C. (1994). Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *Am. J. Dent. Assoc.*

Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A. y Boyer, D.B. (1997). Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization contraction forces. *Am. J. Dent. Assoc.*

Burtscher, P., Saiz, U. y Rheinberger, V. (2000). Curing ability of a plasma lamp. *J. Dent. Res.*

Chen, H.h', Manhart, J., Hickey, R. y Kunzelmann, K. (2001). Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent. Mater.*

Cohen, G. y Zach, L. (1965). *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* *Dent. Mater.*

CRA Newsletter March 2002: LED resin curing lights-update.

Craig, R. (1998). *Materiales de Odontología Restauradora* (1011 ed.). Madrid: Harcourt Brace.

Daronch, M., Miranda, W.G., Braga, R.R. y Mirage, A. (2000). Composite Depth of cure using different light sources. *J. Dent. Res.*

Davidson, C.L. y Feilzer, A.J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J. Dent. Res.*

De Goes, M.F, Rubbi, E., Baffa, O. y Panzeri, H. (1992). Optical transmittance of reflecting wedges. *Am. J. Dent. Assoc.*

Ergle, J.W. y Rueggeberg, F.A. (2000). Composite Depth of cure using a variety of curing sources. *J. Dent. Res.*

Feilzer, A.J., De Gee, A.J. y Davidson, C.L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of restoration. *J. Dent. Res.*

Feilzer, A.J., De Gee, A.J. y Davidson, C.L. (1990). Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J. Dent. Res.*

Feilzer, A.J., De Gee, A.J. y Davidson, C.L. (1995). Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface, *Europ. J. Oral Sci.*

Hansen, E.K. (1982). Visible light cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scans. J. Dent. Res.*

Hayes, K. y Suh, B.I. (2000). Bulk vs incremental curing effects on bottom degree of conversions. *J. Dent. Res.*

Koran, P. y Kürschner, R. (1998). Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite of shrinkage, viscosity adhesion and degree of polymerization. *Am. J. Dent. Assoc.*

Lösche, G.M. (1999). Marginal adaptation of class 11 composite fillings: guided polymerization vs light intensity. *J. Adhesive Dent.*

Lutz, F., Imfeld, T., Barbakow, F. y Iselin, W. (1985). Optimizing the marginal adaptation of MOD composite restorations in: Posterior composite resin dental restoratives. G Vanherle, DC Smith, editors. Utrecht, The Netherlands: Peter Szulc Publishing Co.

Lutz, F., Krejci, I., Luescher, B. y Oldenburg, T.R. (1986 a). Improved proximal margin adaptation of class 11 composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. *Quintessence.*

Lutz, F., Krejci, I., y Oldenburg, T.R. (1986 b). Elimination of polymerization stress at the margins of posterior composite resin restoration: a new restorative technique. *Quintessence.*

Macorra, C., y Gómez-Fernández, S. (1996). Quantification of the configuration factor in Class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur. J. Prostod. Restor. Dent.*

Martin, F.E. (1998). A Survey of the efficiency of visible light curing units. *J. Dent.*

Mehl, A., Hichel, R. y Kunzelmann, K.H. (1997). Physical properties and gap formation of light cured composites with and without "softstartpolymerization". *J. Dent. Res.*

Meyer, G., Ernst, C.P. y Willershausen, B. (2002). Decrease in power of blue output of blue LED curing lights with increasing distance to filling surface. *J. Dent. Res.*

Munksgaard, E.C., Peutzfeldt, A., Asmussen, E. (2000). Evolution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur. J. Oral Sci.*

Pilo, R., Oelgiesser, D. y Cardash, H.S. (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure of light-curing units in clinical use. *J. Dent.*

Pires, J.A., Cvitko, E., Denehy, G.E. y Swift, E.J. (J r). (1993). Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence.*

Protugal, J., Bernado, M.F., Pereira, C., Ortet, J. y Leitao, J. (2002). Polymerization effectiveness of several posterior composites. Influence of cavity depth. *J. Dent. Res.*

Robert, S.B., Puckett, A.D., Inman, C.C. y Fitchie, G.J. (2000). Comparison of plasma arc and conventional halogen light-curing units. *J. Dent. Res.*

Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H. y Peters, M.C. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J. Dent.*

Sabbagh, J., Vreven, J. y Leloup, G. (2002). Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent. Mar.*

Solomon, C.S. y Osman, YI. (1999). Evaluating the efficacy of curing lights. *J. Dent. Res.*

Unterbrink, G. (1998). Esthetic Dentistry. Direct Composites. *J. Dent. Res.*

Suh, B.L., Cripe, C.A. y Yin, R. (2001). Light intensity and exposure time effects on light cured composites. *J. Dent. Res.*

Suh, B.I. y Wang, Y. (2001). Determining the direction of shrinkage in the dental composites by changes in surface contour for different configurations. *Am. J. Dent.*

Uno, S. y Asmussen, E. (1991). Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Sacnd J. Dent. Res.*

Unterbrink, G.L. y Muessner, R. (1995). Influence of light intensity on two restorative systems. *J. Dent.*

Unterbrink, G.L. y Liebenberg, W.H. (1999). Flowable resin composites as "filled adhesives". Literature review and clinical recommendations. *Quintessence.*

Yap, A. (2002). Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: Impact of cavity depth and exposure time. *Oper. Dent.*

Yoshikawa, T., Morigami, M. y Tagami, J. (2000). Environmental SEM observation on resin-tooth interface using slow-curing method. *J. Dent. Res.*